

**MINISTERIO DE LA INDUSTRIA SIDERO MECÁNICA Y ELECTRÓNICA**  
( SIME )

**Instituto Central de Investigación Digital**  
( ICID )

*Departamento de Aplicaciones Técnicas*

**SISTEMAS PARA EL  
PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES  
ECOCARDIOGRÁFICAS**

Tesis presentada en Opción al Grado Científico de  
**Doctor en Ciencias Técnicas**

RESUMEN

Lic. Juan José Aranda Aboy.

Investigador Auxiliar. Profesor Auxiliar Adjunto.

Tutores: Ing. José Folgueras Méndez, Dr. en Ciencias Fís.-Mat.

Ing. Ángel Lambertt Lobaina, Dr. en C. Téc.

CIUDAD DE LA HABANA

1997

## **INTRODUCCIÓN**

Los accidentes cardiovasculares son una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en nuestro país y en otros con índices elevados de salud. Si son diagnosticados de forma precoz y si su evolución es seguida adecuadamente, su cuadro clínico es favorable a la supervivencia de los pacientes, lo que redundará en mayor aprovechamiento del recurso humano, con el inapreciable valor social derivado del mejoramiento de la salud, menos gastos en recursos destinados al tratamiento y menor afectación laboral.

Las modalidades Imagenológicas: Rayos X (Angiografía, Coronario grafía, Ventriculografía y Tomografía Axial Computarizada -TAC-), Ultrasonido (Eco cardiografía), Resonancia Magnética de Imagen (RMI), Isótopos Radio Nuclídeos (Cámara Gamma), etc; se emplean comúnmente como herramientas de ayuda al diagnóstico y estudio evolutivo de las patologías cardiovasculares debido a las potencialidades que brindan para obtener una comprensión completa y clara del estado clínico del paciente. Sin embargo, los Rayos X y los Isótopos son estudios peligrosos pues usan radiaciones que pudieran ser nocivas a la salud. La Angiografía, Coronario grafía y Ventriculografía se realizan con procedimientos cruentos, muy invasivos y dolorosos, realizados en salas de elevados requisitos, con alto riesgo y costo de ejecución, aspectos que dificultan las posibilidades de estudios evolutivos. La RMI, aunque es una técnica no invasiva, emplea equipos aún muy caros, por lo que su uso se dificulta y no está al alcance del trabajo diario en Cuba.

La Eco cardiografía tiene un valor extraordinario como técnica de diagnóstico, pues permite apreciar -con imágenes en tiempo real y en diferentes planos- la forma y el movimiento del músculo cardíaco y de sus cavidades así como el flujo sanguíneo a través de dichas cámaras. Es una técnica no invasiva: no usa radiaciones peligrosas. Es indolora y fácilmente repetible, sin efectos colaterales, con relativo confort para los pacientes, bajo costo y procedimiento simple para ejecutar el estudio. Su uso se ha extendido mundialmente, pues existe la tendencia de procurar que las investigaciones médicas realizadas sean cada vez menos invasivas, dañinas y molestas.

Sin embargo, la técnica ecocardiográfica tiene en su contra que la calidad de imágenes obtenida es inferior a la de otras (por ejemplo la ventriculografía), debido a su baja resolución espacial y a los altos niveles de ruido, situación que persiste pese a las mejoras en la calidad del diseño de los transductores y del equipamiento electrónico.

En su primera etapa, los estudios ecocardiográficos eran fundamentalmente cualitativos: el diagnóstico dependía de la experiencia y habilidad del especialista que lo realizaba, aunque siempre se ofertó un limitado número de mediciones de longitud (por ejemplo grosor de un tejido), área, aproximación del volumen, velocidad de un flujo sanguíneo, etc.

Debido a sus ventajas como herramienta muy útil para descartar casos y para estudios evolutivos, los fabricantes de equipos ecocardiográficos, entre los que se destacan *Hewlett-Packard, Toshiba, Siemens, Philips y Aloka*; han incorporado estudios cuantitativos sobre las funciones Sistólica, Diastólica y cálculo de Gradientes Aórticos y Pulmonares, que elevan extraordinariamente las posibilidades diagnósticas pero también los precios de los equipos.

El Procesamiento Digital de Imágenes (PDI) -consolidado en los últimos 20 años dentro del grupo de Ciencias de Procesamiento de Información-, permite captar y almacenar imágenes en soportes digitales, mejorarles el contraste, filtrarlas para reducir ruidos y realzar elementos de interés. También posibilita hacer mediciones y, a partir de éstas, cálculos de mayor complejidad, lo que le ha convertido en una poderosa herramienta para el trabajo en Imaginología Médica.

El constante aumento de la capacidad de respuesta del equipamiento computarizado acompañado por una sensible reducción de su costo lleva a la tendencia de complementar las funciones de eco cardiógrafos antiguos o de bajo precio con estaciones de trabajo de PDI que realicen estudios similares a los que ofrecen equipos recientes, con una relación entre costo y prestaciones significativamente favorable para el usuario final.

Esta dirección enmarca los trabajos realizados en el Instituto Central de Investigación Digital (ICID) desde 1987 para investigar y desarrollar posteriormente estaciones de trabajo de PDI Ecocardiográficas (PDIE), con el objetivo de obtener equipos -con su aseguramiento de programas específico incorporado- para ayudar al diagnóstico cuantitativo de las diferentes patologías cardiovasculares estudiadas por medio de las imágenes ecocardiográficas, bajo las premisas:

- Emplear equipamiento basado en computadoras personales de potencia de cómputo convencional y tarjetas digitizadoras comerciales ó desarrolladas para estos trabajos.
- Facilitar la operación simple, rápida y con la calidad requerida por personal médico y paramédico sin conocimientos previos de computación.
- Realizar las mediciones a través de protocolos tipificados para minimizar los errores en las mismas, garantizar la mayor precisión y unificar criterios diagnósticos.
- Obtener los resultados de las mediciones en un tiempo breve de manera que el análisis y diagnóstico de los pacientes sea realizado sin generar una espera adicional por el tiempo de trabajo de la computadora. Se admite la posibilidad "*a posteriori*" de realizar estudios que requieran un tiempo prudencialmente mayor.

El trabajo realizado por el autor para cumplimentar estas premisas se orientó a desarrollar, por primera vez en Cuba, sistemas para el PDIE que permitieran:

1. Cuantificar la Función Diastólica (FD) o de llenado de sangre del Ventrículo Izquierdo (VI), con la cual puede determinarse el Rechazo al Trasplante Cardíaco así como otros trastornos. Entre los parámetros significativos a calcular están los picos de velocidad del flujo de sangre que llena el ventrículo, las áreas bajo las dos curvas del flujo y los tiempos de los diferentes pasos del llenado.
2. Medir la Función Sistólica (FS) o de vaciado del VI: la Fracción de Eyección, parámetro decisivo para valorar la necesidad de realizar un Trasplante, y otros índices de gran valor diagnóstico como son: Masa del músculo cardíaco, Gasto é Índice Cardíaco, Grosor de las paredes, "*Stress*" Circunferencial y Meridional y Superficie Corporal.
3. Calcular la Hipertensión en la Arteria Pulmonar (CHAP).
4. Calcular el Gradiente de Presión en la Arteria Aorta (GPAA).
5. Estudiar el movimiento de las paredes del VI a lo largo del ciclo cardíaco a partir de secuencias de imágenes correspondientes a un latido completo, para medir su Contractilidad por Segmentos (CS) [*"Wall Stress"*], lo que es de extraordinaria importancia en el diagnóstico y estudio evolutivo de las patologías isquémicas, principalmente los infartos. Las investigaciones para automatizar esta medición se enmarcan dentro de las tendencias de mayor actualidad a nivel mundial en el PDIE, lo que está avalado por la literatura consultada.

Para evaluar cuantitativamente los índices funcionales del VI se necesitan las curvas de llenado en la FD y los contornos interior -*endocárdico*- y exterior -*epicárdico*- en la FS. Estos trazos pueden realizarse con un "*mouse*" por especialistas entrenados, marcando la curva o el contorno correspondiente mediante un cursor habilitado sobre la imagen, solución simple y con resultados aceptados que se programó como primera alternativa, pues brinda una medición útil en

un número significativo de casos, pero tiene en su contra: la variabilidad encontrada entre diferentes observadores (*inter-observador*), la de un mismo observador en diferentes momentos (*intra-observador*) y la carga de tedio -fuente de grandes errores- y el elevado consumo de tiempo empleado en la detección manual de estos contornos. Estos inconvenientes se agudizan cuando se estudia la FS: al menos 6 contornos por estudio, y se hacen críticos si se evalúa la CS: dos contornos por cada uno de los cuadros que forman parte de la secuencia.

A partir de estas condicionales, se delimitó un conjunto de problemas en torno a los cuales se investigó en este trabajo para desarrollar una estación potente y de bajo costo, competitiva en el mercado mundial:

1. **Captación de las Imágenes:** Se requiere captar imágenes en tiempo real: con una frecuencia de 25 ó 30 cuadros/s en dependencia de la norma de vídeo que tenga a la salida el equipo de eco cardiografía acoplado. En el caso de la FS es necesario captar los dos momentos fundamentales del latido: *Diástole* y *Sístole*, eventos que ocurren unas 70 veces por minuto en una persona normal. En los estudios de CS deben obtenerse todos los cuadros del latido, lo que equivale a un promedio de 24 imágenes en un segundo, aunque a partir de 12 puede reconstruirse el movimiento.
2. **Compresión de las Imágenes:** El almacenamiento de las imágenes pertenecientes a estudios que se desean conservar por interés científico, docente, metodológico o evolutivo es de gran importancia. Por ejemplo, un estudio de FS-CS requiere tres secuencias de 30 cuadros cada una, que equivalen, sin compactar, a unos 6 MBytes.
3. **Filtrado, mejoramiento del contraste y realce de bordes:** Como las imágenes ecocardiográficas tienen entre sus desventajas bajo contraste y elevado nivel de ruido, deben analizarse las características de las fuentes de distorsión involucradas en su generación e investigarse cuales métodos brindarán mejores resultados con ellas. Deben realizarse las curvas y contornos de interés médico para facilitar su medición.
4. **Segmentación del VI:** Su objetivo es obtener de manera automatizada las fronteras *endocárdica* (interior) y *epicárdica* (exterior) del VI en los cuadros de interés.
5. **Representación del VI:** Se trata de representar de manera eficiente las fronteras obtenidas manualmente ó como solución de la segmentación automatizada. También deben obtenerse características que permitan reconocer automatizadamente dicha forma.

Dado que el objeto de investigación de esta tesis es “el estudio y desarrollo de algoritmos para ofrecer un conjunto típico de mediciones cuantitativas del corazón que ayuden al diagnóstico y estudio evolutivo de las patologías cardiovasculares a partir de las imágenes ecocardiográficas”, los **Objetivos** que se propone son:

1. Seleccionar métodos que permitan almacenar las imágenes y secuencias obtenidas de manera eficiente en cuanto a calidad y razón de compresión.
2. Proponer los métodos adecuados para mejorar contraste, suavizar ó reducir ruidos y realzar bordes que faciliten medir, manual ó automatizadamente, sobre dichas imágenes.
3. Proponer alternativas para segmentar con precisión y en tiempo breve las secuencias de imágenes del Ventrículo Izquierdo con vistas al estudio de la Contractilidad por Segmentos.
4. Seleccionar, entre los esquemas de representación de formas que cumplan con los requisitos necesarios a las mediciones tanto manuales como automatizadas que se realizan, el que mejor se ajuste a los requisitos de éstas. Seleccionar las características que forman el vector a partir del cual se identifica el VI en el Reconocimiento automatizado de la Forma. Proponer la estrategia a seguir para resolver este problema.

Estos métodos deben alcanzar las mejores prestaciones en cuanto a velocidad de ejecución y uso de la memoria en computadoras personales convencionales existentes en el mercado cubano.

En función de los problemas presentados y de los objetivos previstos, el presente trabajo plantea como **Hipótesis** los siguientes tópicos:

1. Existe una contradicción entre la razón de compresión obtenida por la mayoría de los algoritmos empleados y la necesaria calidad de las imágenes al ser recuperadas. Compactar las imágenes médicas en general y las secuencias ecocardiográficas en particular con métodos eficientes en cuanto a razón de compresión, consumo de memoria y velocidad de ejecución y, si se empleara un método irreversible, en cuanto a Relación Señal / ruido obtenida, constituye un tema abierto a la investigación, ya que no se han encontrado soluciones satisfactorias de ambos polos de la contradicción.
2. Debido a las características del corazón, a su movimiento y a los transductores y circuitos electrónicos usados, es imprescindible realzar los contornos de interés, minimizar el ruido presente -en particular el de granos o impulsivo- y mejorar el bajo contraste de las imágenes ecocardiográficas para realizar mediciones con mayor precisión. Este es otro problema abierto a la investigación. Aunque diversos autores han investigado y modelado el proceso de formación de la imagen ecocardiográfica, todavía no han aparecido métodos eficientes en cuanto a tiempo de ejecución para resolver este problema.
3. Las secuencias de imágenes ecocardiográficas del VI deben segmentarse automatizadamente con buena precisión y en un tiempo aceptable para facilitar el adecuado diagnóstico. Este problema es objeto de estudio de múltiples grupos de investigación de varios países altamente desarrollados. Las alternativas de solución presentadas por la mayoría de los autores consultados poseen gran complejidad y demandan una potencia de cómputo elevada.
4. La forma elíptica del VI en los ecocardiogramas debe representarse con un número pequeño de parámetros que permitan su manipulación eficiente. Este problema se concatena con la obtención de un conjunto de características que identifiquen de manera precisa al VI a lo largo de las secuencias.

Las **Tareas principales** para llevar a cabo la investigación fueron las siguientes:

- Revisión bibliográfica y estudio de la literatura científica sobre compresión, mejoramiento del contraste, realce de bordes, filtrado, segmentación -tanto del VI como del movimiento-, representación de formas y seguimiento de objetos a través de secuencias.
- Diseño de algoritmos e instrumentación de programas que permitieran: comprimir, mejorar contraste, realzar bordes, reducir ruidos, segmentar -incluso el movimiento-, representar el VI y seguir su movimiento a través de las secuencias.
- Verificación, mediante experimentos, que los algoritmos propuestos alcanzan las prestaciones demandadas.
- Validación de los resultados mediante análisis comparativo de los mismos.

Debido a que el ICID realiza investigación-desarrollo de productos, este trabajo incluyó el apoyo a la producción e introducción a nivel nacional y a la exportación de los resultados obtenidos para mejorar las prestaciones que brinda el Sistema Nacional de Salud y lograr beneficios económicos para el país. También se adiestró al personal profesional y técnico necesario para operar adecuadamente el equipamiento desarrollado.

Los **Métodos de Investigación** científica empleados durante el trabajo fueron:

- Histórico-lógico y de análisis y síntesis para analizar críticamente los algoritmos existentes y sus posibilidades de instrumentación con el equipamiento disponible en cada etapa.

- Trabajo con especialistas médicos de reconocido prestigio nacional e internacional, usando métodos de consenso, para definir las estrategias adecuadas de procesamiento.
- Inducción-deducción para formular criterios que aportaran aspectos novedosos en los algoritmos existentes y que permitieran crear nuevos con prestaciones superiores.
- Empírico-experimental para valorar los algoritmos propuestos.
- Sistémico para abordar la solución de los problemas a partir del objeto de estudio planteado.

Los **Resultados esperados de la investigación** son:

- a) Obtención de algoritmos para compresión, mejoramiento del contraste, realce de bordes, filtrado, segmentación y representación de formas de objetos que se ejecuten con eficiencia en cuanto a tiempo y memoria consumida en computadoras personales convencionales.
- b) Estudiar y seguir el movimiento de objetos a través de secuencias de imágenes para el análisis de su trayectoria.
- c) Aplicación de los postulados de la tesis en el desarrollo de sistemas para analizar las imágenes ecocardiográficas y para almacenar y transmitir imágenes médicas.

Se expone como tesis “Sistemas para el Procesamiento Digital de Imágenes Ecocardiográficas”, en opción al grado científico de Doctor en Ciencias Técnicas, para su defensa por la modalidad libre, un conjunto de 12 artículos y ponencias presentadas en eventos científicos, enlazados por una misma temática, que se complementan con esta introducción, la correspondiente revisión bibliográfica, el desarrollo de la investigación de acuerdo con el método histórico-lógico, los resultados obtenidos y las conclusiones y recomendaciones emanadas del trabajo realizado; según se plantea en los “Requisitos de las Tesis para la obtención de un Grado Científico”, publicados en el folleto: “Normas y Resoluciones Vigentes para el Desarrollo de los Grados Científicos en la República de Cuba”, Comisión Nacional de Grados Científicos, La Habana, 1995.

La **Novedad científica** de esta tesis radica en los resultados de las investigaciones realizadas por el autor sobre *Compresión, Mejoramiento, Filtrado, Realce de Bordes, Segmentación del Movimiento a partir de combinaciones de métodos, Representación de Formas y Seguimiento del Movimiento*. Los aportes científicos realizados por el autor que refleja esta tesis son:

1. Empleo de los métodos irreversibles de Cuantificación Vectorial y Transformada Wavelet para comprimir las secuencias de imágenes ecocardiográficas del VI a partir del análisis de la Relación Señal / ruido (SNR) obtenida.
2. Modificación al algoritmo Laplaciano No Lineal para realzar bordes en las imágenes.
3. Aprovechamiento de una sinergia de métodos de segmentación: ejecución simultánea de la detección de bordes, el filtrado, el crecimiento de regiones y el análisis de las variaciones del VI entre cuadros sucesivos.
4. Selección de los Polinomios de Secciones Cónicas ajustados por mínimos cuadrados como la representación de forma adecuada para el trabajo tanto manual como automatizado.
5. Selección de las principales características del Vector de Clasificación para el reconocimiento de la forma del VI.

Estos resultados se expresan en algoritmos eficientes, probados y en explotación, cuyas prestaciones -obtenidas en computadoras personales convencionales, limitadas en cuanto a velocidad de procesamiento y capacidad de memoria disponible-, permitieron al ICID desarrollar equipos y sistemas que constituyen tecnología de vanguardia a nivel mundial.

Lo anteriormente planteado sustenta la actualidad del trabajo que se presenta.

El **Valor Práctico** se sustenta en que el principal producto desarrollado, el equipo **EcoGraf** en sus versiones 2.0 y 3.0, se difundió por todos los servicios de EcoCardiografía de Cuba y se exportó a la antigua URSS, Perú y Brasil. Contribuyó a mejorar las potencialidades diagnósticas de nuestros médicos con el consiguiente beneficio social asociado y a elevar el prestigio de nuestro Sistema Nacional de Salud.

Las investigaciones realizadas en torno al procesamiento de secuencias para estudiar la Contractilidad Segmentaria del Ventrículo Izquierdo, que dieron como resultado el equipo **EcoSeg**, aunque no han sido comercializadas todavía, sitúan a Cuba junto al reducido grupo de países -todos ellos con elevado desarrollo económico- que ha estudiado y enfrentado este problema.

Otro producto del trabajo que se defiende, el Sistema **Radio-Tk**, permitirá sustituir los archivos de placas de Rayos X y otras imágenes médicas del país por Bases de Datos que integren toda la imagenología asociada a los pacientes y facilitará su disponibilidad simultánea en consultas, salones de operación, salas de discusión de casos, etc.

Además, los algoritmos propuestos tienen aplicabilidad en tareas tales como: Sistemas de Almacenamiento y Comunicación de Imágenes (*Picture Archiving and Communication Systems*: PACS), Análisis de trayectorias en la Robótica, Estudio del Movimiento de los deportistas, Análisis y corrección de la marcha de los discapacitados, etc.

Debe destacarse que la instrumentación de los algoritmos alcanza velocidades muy elevadas en un 386 DX-33 compatible: se trabaja sobre ventanas de tamaño típico 20x20 pixeles a la velocidad de la norma de vídeo comercial vigente en Cuba, la establecida por el Comité Nacional para Normas de Televisión (*National Television Standard Committee* -NTSC- de Estados Unidos de Norteamérica), que usa 30 cuadros/s. Este resultado tiene importante repercusión en Robótica.

A continuación se presentan como **Aprobación del trabajo** las ponencias en eventos científicos nacionales e internacionales, las conferencias dictadas, los cursos impartidos, trabajos de diploma y entrenamientos dirigidos y la documentación técnica elaborada en que se ha expuesto parte del mismo.

Ponencias como autor principal:

1. "Programas para el Procesamiento de Imágenes Médicas", Informática'90.
2. "Sistema para el Procesamiento de Imágenes Ecocardiográficas - EcoGraf III" I<sup>er</sup> Congreso Latinoamericano de Salud, 1992.
3. "Estudio de la Contractilidad Segmentaria del Ventrículo Izquierdo en Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales" I<sup>er</sup> Congreso Latinoamericano de Salud, 1992.
4. "Radio-Tk" I<sup>er</sup> Encuentro Nacional de Procesamiento de Imágenes, Santiago de Cuba, 1994.
5. Miembro de la Mesa Redonda "Las Computadoras personales como Estaciones de Trabajo en Medicina" Congreso Internacional de Informática Médica, Ciudad de La Habana, 1994.
6. "Segmentación de Imágenes Ecocardiográficas". III<sup>er</sup> Encuentro Nacional de Procesamiento de Imágenes, Ciego de Ávila, 1995.
7. Miembro de la Mesa Redonda "Aplicaciones de la Digitalización de la Imagenología" XII<sup>ma</sup> Conferencia Científica del CIMEQ, 1995.
8. "Segmentación de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas". XII<sup>mo</sup> Seminario Científico Centro Nacional de Investigaciones Científicas (CNIC), 1995. (Poster).
9. "Compresión de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas". III<sup>er</sup> Seminario Científico del Instituto Técnico Militar (ITM) "José Martí", 1995.

10. “Desarrollo de Equipos y Sistemas para el PDIE”. IV<sup>to</sup> Encuentro Nacional de Procesamiento de Imágenes, Santiago de Cuba, 1995.
11. “Desarrollo de Equipos y Sistemas para el PDIE” y Coordinador de la Mesa Redonda sobre PDI y VC TECBIOMED'95, ICID, 1995.
12. “Uso de la Transformada Wavelet para el Procesamiento de Imágenes” TECBIOMED'96, ICID, 1996.

Ponencias presentadas como coautor:

1. “Sistema EcoGraf. Un método desarrollado en Cuba para la evaluación de la Función Diastólica del Ventrículo Izquierdo” VIII<sup>ta</sup> Conferencia Científica del Centro de Investigaciones Médico-Quirúrgicas (CIMEQ). (Poster ),1991.
2. “EcoSeg - Analizador de secuencias ecocardiográficas” Primer Taller de Procesamiento Digital de Imágenes, SIME, Ciudad de la Habana, 1993.

Cursos impartidos:

1. “Procesamiento Digital de Imágenes y Visión por Computadoras” Maestría. ICID, 1996.

Conferencias impartidas:

1. “Procesamiento Digital de Imágenes y Visión por Computadoras” Instituto Técnico Militar “José Martí”, 1995.
2. “Estado actual del Procesamiento Digital de Imágenes y la Visión por Computadoras” MINFAR, 1995.

Trabajos de Diploma dirigiendo estudiantes de la Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana:

1. Valdés Manzano, O. “Implementación de la Transformada de Karhunen-Löve para la Compresión de Imágenes”, Curso 1986-1987.
2. Sotolongo Cuervo, Y. “Compresión de Imágenes por Métodos de Cuantificación Vectorial”, Curso 1991-1992.
3. Martín Lemus, D. “Modelación Matemática del VI a partir de Imágenes Ecocardiográficas”, Curso 1991-1992.
4. Chao de la Cruz, M.L. “Detección Semi-Automatizada de los Contornos del Ventrículo Izquierdo en Imágenes Ecocardiográficas”, Curso 1991-1992.
5. Gómez López, N. “ECOSOMA”, Curso 1994-1995.

Entrenamiento en “Sistemas de Procesamiento de Imágenes Médicas desarrollados en el ICID”, recibido por el Lic. Víctor R. Ávila Cruz, del centro de Estereología y Cicatrización, Grupo de Software MORESoft, Facultad de Ciencias Médicas, Holguín, Cuba, 1994.

Manuales y documentación técnica:

1. Manual de Explotación del EcoGraf. 1990.
2. Manual del Usuario del EcoGraf. 1990.
3. Manual del Usuario del EcoGraf 3.0. 1991.
4. Manual del Usuario de la Radio-Tk. 1994.

En el apéndice se incluye el Documento 9: “Informe sobre los resultados de la aplicación práctica del Sistema EcoGraf en el Hospital Hermanos Ameijeiras”, que avala algunas investigaciones científicas realizadas por los especialistas de dicho hospital gracias a dicho sistema.

Las **Publicaciones** realizadas como autor principal son:

1. “Implementación del algoritmo de Huffman para la compresión de ficheros”



2. “Modificación al algoritmo Laplaciano no lineal para mejoramiento de bordes en una imagen”
3. “Necesidad y Factibilidad del Estudio Automatizado de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales”
4. “Evaluación de Algoritmos para la compresión de imágenes”
5. “Procesamiento Digital de Imágenes Médicas: Tendencias Actuales de Desarrollo”
6. “Compresión de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas”
7. “Representación de Formas para Análisis de Secuencias de Imágenes”
8. “Segmentación de Imágenes Ecocardiográficas”
9. “Segmentación de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales”
10. “Algoritmo para el Seguimiento de Objetos en Secuencias de Imágenes”
11. “Retos Gnoseológicos y Tecnológicos del Procesamiento Digital de Imágenes y la Visión por Computadoras en los albores del nuevo milenio”
12. “Wavelets: Multi-resolución espacial y en frecuencia para comprimir secuencias ecocardiográficas”

Como coautor:

1. “Sistemas para el Procesamiento de Imágenes Médicas”

La **Estructura del trabajo** es:

Capítulo 1: **Revisión sobre el Estado Actual de las Investigaciones en el PDIE:** Se analizan críticamente las principales líneas de investigación sobre el PDI en general y el PDIE en particular. Consta de 6 acápite denominados a partir de la división realizada en problemas a resolver.

Capítulo 2: **Desarrollo de la Investigación:** Expone las investigaciones realizadas a través del tiempo. Explica los diversos métodos investigados y empleados para dar respuesta a las hipótesis de este trabajo en función de los objetivos del mismo, a partir de los lineamientos fundamentales de trabajo emanados de la institución a la que pertenece el autor.

Capítulo 3: **Introducción de los Resultados y Discusión:** Refleja cómo se han introducido en la práctica los resultados alcanzado en función de los lineamientos fundamentales perseguidos por nuestra institución, de los objetivos planteados e hipótesis derivadas de los mismos para el desarrollo de esta tesis.

**Conclusiones y Recomendaciones:** Presenta las tesis obtenidas en su conjunto: el aporte total realizado por este trabajo. Elabora recomendaciones sobre las investigaciones futuras a realizar en esta temática.

**Apéndice:** Presenta los artículos publicados o en vías de publicación, manuales y demás documentos que avalan el rigor científico y la continuidad de los trabajos realizados.

## **CONTENIDO**

En el Capítulo 1, **Revisión sobre el Estado Actual de las Investigaciones en el PDIE**, se realiza un análisis crítico de la literatura consultada para esta investigación a partir de los problemas a resolver y en función de los objetivos e hipótesis de este trabajo. El análisis de esta bibliografía nos muestra que el PDI [Huss91] es complejo computacionalmente: requiere gran capacidad de procesamiento de datos e implica cálculos rápidos y equipamiento caro. Su uso es adecuado donde brinda un ahorro significativo de tiempo al médico a un costo razonable. La solución puede estar en usar procesadores de arreglo Simple Instrucción - Múltiples Datos -

SIMD- u otros esquemas de paralelismo como las Redes Neuronales Artificiales -ANN- basados en componentes de muy alta escala de integración -VLSI-.

El problema de la **Captación** está comercializado para la mayoría de las aplicaciones. Se consideró obtener la secuencia de imágenes de un latido a la velocidad de la norma de vídeo usada por el Ecocardiografo, lo que no se resuelve con la mayoría de las tarjetas comerciales existentes. Se encontraron dos variantes de diseño y construcción de tarjetas específicas: a) de secuencias y b) de adquisición continua [Bush94]. Considero que esta última ofrece una mejor relación costo / prestaciones, por lo que esta variante debe seleccionarse como la más eficiente.

Entre los múltiples enfoques de la **Compresión**, los métodos reversibles ofrecen la garantía en la calidad del almacenamiento de la imagen requerida por la mayoría de las aplicaciones médicas. Sin embargo, cuando se estudian secuencias, poseen una razón baja que provoca un gasto excesivo de almacenamiento, por lo cual se exploraron métodos irreversibles. Los parámetros de calidad a analizar son: Relación Señal / ruido (SNR), media y varianza de la comprimida y media y varianza de la diferencia. Para obtener alta razón es necesario quitar las partes no importantes para la visualización, lo que es un problema complejo, estudiado en Reconocimiento de Patrones. La información requerida para localizar elementos de interés está, en muchos casos, en las componentes de alta frecuencia espectral: bordes de la imagen, apreciable por la habilidad humana para reconocer objetos a partir de sus contornos delineados. Una transformación [Prat91] puede interpretarse como descomposición de los datos de la imagen en un espectro generalizado bidimensional, como rotación de coordenadas multidimensional, o considerar la imagen expresada por un conjunto de funciones matemáticas, donde el núcleo de la transformada es llamado función base y los coeficientes son la amplitud de dichas funciones base. La Transformada Wavelet (TW) es simple de instrumentar, alcanza velocidades de ejecución elevadas y constituye un método muy efectivo de disminuir la redundancia, lo que conduce a técnicas eficientes de compresión. Ha sido introducida como instrumento para representación y análisis local en el tiempo y / o en la frecuencia de señales no estacionarias, lo que constituye una de sus principales diferencias con la Transformada de Fourier (FT), que sólo produce una descripción completa de señales estacionarias. Otra superioridad sobre la FT está en localizar simultáneamente frecuencia y tiempo. Cada nivel representa la mitad del rango de la frecuencia de la del nivel por encima y dos veces de la del nivel por debajo de él. En la escala del tiempo, cada nivel es dos veces el nivel por debajo y la mitad del nivel por encima de él. Los métodos basados en wavelets están más cerca que los anteriores de la solución óptima dentro de una clase general de transformadas basadas en métodos no lineales de compresión de imágenes, por lo que debe continuarse la investigación sobre ella y sus aplicaciones, incluso para segmentar las secuencias ecocardiográficas. Karson et. al. [Kars83], usan el algoritmo del Grupo de Expertos en Fotografía de Estados Unidos de Norteamérica -“*Joint Photographic Experts Group*” (JPEG)- para comprimir imágenes ecocardiográficas.

Sobre **Filtrado, Realce de Bordes y Mejoramiento del Contraste**, la información en Rosenfeld y Kak [Rose82], Ballard y Brown [Ball82], Pratt [Prat91] y Hussain [Huss91] es referencia obligada. Se estudiaron las características del proceso de formación de la imagen ecocardiográfica: Meunier y Bertrand [Meun95] usan un modelo 3D no homogéneo para investigar el decrecimiento en la intensidad durante la contracción del miocardio, con mínimo en Tele sístole (TS) y máximo en Tele diástole (TD) que imita el tejido como colección de células que dispersan la onda acústica debido a su impedancia individual. El análisis matemático muestra la relación entre el cambio de nivel de gris y el tamaño, orientación y deformación de las células

que componen el tejido, así como la frecuencia del transductor. Considero que este modelo conduce a métodos que aprovechan eficientemente las propiedades acústicas de los tejidos.

La Segmentación decide el reconocimiento de elementos en la imagen. Consiste en particionarla en conjuntos homogéneos. Hay dos enfoques principales complementarios: detectar los píxeles “borde”, que separan objetos a partir de cambios de intensidad entre él y sus vecinos mas cercanos; y buscar los que son interiores a los objetos a partir de unir en “regiones” todos aquellos cuya intensidad se comporta de modo similar ante una medida de homogeneidad. La segmentación y la compresión tienen en común la necesidad de encontrar las zonas con mayor cantidad de información -mayor entropía-, por lo que pueden buscarse métodos que resuelvan eficientemente ambos problemas en cuanto al uso de la memoria y velocidad de ejecución.

Extraer mediciones de la cavidad ventricular es muy difícil debido a la poca habilidad de los paradigmas “clásicos” para tratar con el ruido de granos. Los mejores resultados aparecen al usar combinaciones multietapas de datos espaciales y temporales. Estos métodos necesitan intrincado preprocesamiento o calibración y muchas veces se hace necesario volver atrás para lograr el procesamiento adecuado. Algunos dependen de la inicialización humana. Al analizar la literatura sobre **Segmentación del VI** se aprecia que en su mayoría, los métodos revisados emplean varias etapas de procesamiento, con técnicas tales como Temple simulado, Flujo Optico, Redes Neuronales, Modelos deformables del contorno, etc, que demandan elevada potencia de cómputo. Debe observarse que la precisión obtenida es aceptable pero sus tiempos de ejecución, aunque no probados, deben ser muy elevados en las computadoras existentes en el mercado cubano, lo que contradice el objetivo de lograr programas cuya ejecución fuera breve.

El **Movimiento** brinda facilidades a la Segmentación. Ballard y Brown [Ball82] plantean 5 criterios heurísticos para acoplar puntos de imágenes separadas por un pequeño intervalo de tiempo: velocidad máxima, pequeño cambio de velocidad, movimiento común, acople consistente y movimiento conocido. Johnston, Partridge y López [John88] recogen tres criterios heurísticos que reducen la región de interés (ROI) o área de búsqueda de un objeto dentro de la imagen: proximidad, dirección del movimiento y brillantez Guiducci y Grattoni [Guid90], clasifican los métodos para analizar secuencias de imágenes según el tipo de acoplamiento en diferencias espacio-temporales, acople de características y entendimiento. Daskalakis y Daskalakis [Dask91] dividen en enfoque de bajo, medio y alto las principales técnicas elaboradas para resolver la correspondencia entre objetos en imágenes diferentes de acuerdo con el nivel en que se establece y la cantidad de procesamiento precedente. Aplicando la idea de Karmann [Karm90], es de interés ver la secuencia como fondo contaminado por ruido estadístico y VI en movimiento, por lo que puede usarse filtraje de Kalman para obtener una máscara de él a lo largo de la secuencia. Sluzek [Sluz90], presenta un método para determinar en tiempo real la posición y orientación de objetos 3D en movimiento fundamentado en los *Momentos de Inercia* y *Vectores de Desplazamiento*. El enfoque combinando técnicas de detección de bordes y de crecimiento de regiones ha sido aplicado al diseño de prótesis visuales por Pun [Pun82] y a extraer edificios en imágenes aéreas por Liow y Pavlidis [Liow90]. El criterio de clasificación objeto / fondo a partir del umbral obtenido al calcular el histograma de la imagen filtrada y también el histograma de la varianza que mide el grado de homogeneidad de las regiones se basa en Haralick et. al. [Hara89] y Wuk, Levine et. al. [Wuk95]. Considero que estos criterios permiten definir una estrategia de segmentación que posibilita obtener las paredes del VI en una etapa con buena precisión, bajo consumo de memoria y en un tiempo de ejecución aceptablemente breve.

La elección de una **Representación del Ventrículo Izquierdo** también se encuentra vinculada al método de Segmentación, incluido el trazado manual. Pitas y Venetsanopoulos [Pita90] dividen los esquemas de Representación de Formas en externos (describen las fronteras del objeto: Polinomios, Descriptores de Fourier, etc), e internos (describen áreas o volúmenes: QuadTrees, OcTrees, Esqueletos y Descomposición de Formas). Los criterios que proponen para evaluar un esquema son alcance, validez, completamiento, unicidad, concisión, accesibilidad, estabilidad y sensibilidad. Safae-Rad et. al. [Safa91] presentan los descriptores elípticos de Fourier y los comparan con los descriptores de *Momentos de Inercia* del Área, los de *Perímetro* y la función de *Error Mínimo Cuadrático* con pesos -WMSE- en la estimación de una forma elíptica. Concluyen que el WMSE brinda la mayor precisión bajo todas las condiciones. Se consideró seleccionable una representación que cumpla los requisitos demandados por los objetivos de esta tesis: pocos parámetros, buenas características, velocidad elevada de ejecución y capacidad de discernimiento que permita el reconocimiento automatizado del VI a lo largo de la secuencia.

En el Capítulo 2: **Desarrollo de la Investigación**, se exponen los medios y métodos usados para desarrollar la investigación en función de los problemas, hipótesis planteadas y objetivos específicos a cumplimentar.

En **Captación de Imágenes. Desarrollo del EcoGraf y del EcoSeg** se expone la evolución de los medios de cómputo empleados y como influyó en el desarrollo de **EcoGraf** y **EcoSeg**.

En la etapa de familiarización con el Procesamiento Digital de Imágenes (PDI), sobre NEC 9801-F, se elaboraron aplicaciones como el Sistema de Análisis de Imágenes Ventrículográficas (SAIV), el Paquete de Imaginología IMICID y la primera versión de **EcoGraf**, que estudiaba la Función Diastólica (FD) del VI por su importancia en el diagnóstico del rechazo al trasplante cardíaco. También se captaron y analizaron secuencias con los movimientos de los lanzadores de beisbol y los levantadores de pesas, a partir de su almacenamiento en la memoria de la máquina. Se limitaba a 4 el número de cuadros a captar sin procesamiento. Se empleaba elevado tiempo en transferir el cuadro desde la memoria del digitizador hasta la de la máquina. En 1988 se realiza **EcoGraf** 2.0 sobre PC-XT, para estudiar la FD. Se programó para las tarjetas digitizadoras DT-2803 y EyeGrabber. En 1991, sobre PC-AT, se hizo la versión 3.0 del equipo. Se incorporaron la Función Sistólica (FS), el Cálculo de la Hipertensión en la Arteria Pulmonar (CHAP) y del Gradiente de Presión en la Arteria Aorta (GPAA). A fines de 1991, con una estación experimental con PC-AT y DT-2803 se obtuvieron secuencias con 125 milisegundos entre cuadro -8 cuadros/s- En 1992 se construyó un secuenciador: VideoSec, que almacena 40 cuadros de 256 líneas, con 256 píxeles por línea y 256 posibles niveles de gris por píxel. Se completó un equipo con una *motherboard* AT. Se elaboró **EcoSeg**, que estudia la CS, aunque el marcado de los contornos es manual y para representarles se emplean *Splines cúbicos*, aconsejado por la necesidad de unir suavemente todos los puntos del trazado. VideoSec tiene un costo elevado debido a los precios de las memorias que usa.

Desde enero de 1994 se dispuso de la tarjeta digitizadora *ImageNation Corp.* Cortex-I, que tiene dos modos de trabajo: 484 líneas de 512 píxeles, con posibilidades de captar la imagen en 1/30 de segundo; ó 242 líneas de 256 píxeles, con posibilidades de capturar el cuadro en 1/60 de segundo; y con 256 posibles niveles de gris por píxel, y una LUT de entrada. Esta tarjeta se colocó en un 386 DX-33 MHz compatible, sin coprocesador aritmético, con 8 Mbytes de RAM, discos flexibles de 5¼" y 3½" y disco duro de 80 Mbytes, ampliada con el doble espacio del MSDOS V 6.20 a 120 Mbytes. Programando en *Borland PASCAL V 7.0* y en el *Ensamblador*

que incorpora, se captaron secuencias de hasta 63 cuadros de 242 líneas con 256 píxeles por línea a una frecuencia máxima de 15 cuadros/s. Para analizar las causas de tan baja frecuencia en comparación con las posibilidades de la Cortex-I, se midió la velocidad de transferencia entre la memoria de la tarjeta y la de la computadora mediante dos pruebas. En una de ellas se usó MSDOS V6.20 con el manipulador de memoria expandida QEMM V6.0 y en la otra se empleó Windows V3.1 con memoria extendida fija, obteniéndose:

	Tiempo	Frecuencia
MSDOS V6.20 QEMM V6.0	3.10 s	20.3412 cuadros/s
Windows V3.1	4.01 s	15.7107 cuadros/s

por lo que la limitación está en el tiempo que demora ejecutar la transferencia y no en las posibilidades de la Cortex-I. Esta frecuencia está dentro de los parámetros de tiempo real (superior a 12 cuadros/s), y aunque está por debajo de la norma NTSC, es posible estudiar la CS al reconstruirse el movimiento de las paredes ventriculares.

Recientemente se concluyó el diseño de un *digitizador de adquisición continua* de posibilidades similares al de Bush, Evans y Smith [Bush94], que está en construcción.

Considero que la evolución mostrada para desarrollar **EcoGraf** y **EcoSeg** está en plena concordancia con los lineamientos fundamentales de nuestra institución, las hipótesis planteadas y los objetivos previstos en este trabajo.

La **Compresión**, cuyo objetivo es reducir la redundancia de la imagen, extrae la información con mayor entropía: detalles a preservar. En “*Implementación del Algoritmo de Huffman para la Compresión de Ficheros*” [Aran89] se expone la *Teoría de la Distorsión* y se caracteriza la compresión desde su reversibilidad. Presenta la programación de dicho método, basado en asignar un alfabeto ó libro de códigos de longitud variable a los pixeles en dependencia de su frecuencia de aparición. Muestra resultados en cuanto a razones de compresión y tiempos de ejecución. En “*Implementación de la Transformada de Karhunen-Löve para la Compresión de Imágenes*” [Vald87] se expone este método irreversible, basado en obtener las componentes principales ó valores propios de la matriz de covarianza de la imagen y calcular los vectores propios de mayor peso, eliminando aquellos cuya suma de cuadrados es menor que el error aceptado.

El trabajo “*Compresión de Imágenes por métodos de Cuantificación de Vectores*”. [Soto92] presenta los resultados de comprimir secuencias de 8 imágenes, obtenidas con la DT-2803, a un 5% por dicho método irreversible sobre matrices de 4x4 píxeles. En “*Compresión de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas*” [Aran95] se toman vectores lineales de 16 píxeles consecutivos para disminuir la variabilidad entre los pixeles que lo forman; se evalúan varias medidas de distorsión: Error Cuadrático Medio, Norma de Minkowski y v-ésima Ley; se obtiene el libro de códigos al agrupar vectores según los k-Vecinos mas Cercanos (“*k-Nearest Neighbors*” [k-NN]) y no por matrices pre-establecidas y no se realiza filtrado, dejando las imágenes con su nivel de ruido original. Estas modificaciones también están motivadas por el cambio a la Cortex-I con 256 niveles de gris. La CV consiste en obtener un cuantificador de N niveles y k dimensiones, definido como la función  $q$  que asigna a cada vector  $x$  otro de reproducción  $x' = q(x)$  -del alfabeto de reproducción o libro de código A- y por la partición  $S$ . Cada  $S_i$  es el conjunto de vectores representados por  $y_i$ . El algoritmo de construcción toma como vector inicial el centroide de la imagen de entrenamiento y crea un alfabeto de reproducción de 1 nivel, multiplicando por 2 en cada iteración la cantidad de vectores en el alfabeto de reproducción al “dividir” cada  $y_i$  en

vectores cercanos  $y_i + \varepsilon$  y  $y_i - \varepsilon$ , con  $\varepsilon$  un vector fijo. Se busca la partición óptima  $P(A)$ :  $\forall$  partición  $S$   $D(A,S) \geq D(\{A,P(A)\})$ . El libro de códigos está formado por 256 vectores de reproducción, con 16 bytes cada uno, por lo que ocupa un tamaño fijo de 4096 bytes. Para evaluar los resultados se usan:

1) Distorsión promedio durante la generación del libro de códigos, calculada en cada iteración con  $n = 2^{m-1}$  por

$$D_m = D(\{A_m, P(A_m)\}) = n^{-1} \sum_{j=0}^{n-1} \min_{Y \in A_m} d(X_j, Y)$$

2) Distorsión durante la compresión:

$$D(q) = E_d\{X, q(X)\} = n^{-1} \sum d(X_i, q(X_i))$$

3) Media y Varianza de Diferencia(i,j) = | Original(i,j)-Comprimida(i,j) | :

$$\mu = 1/(MN) * \sum \sum \text{Diferencia}(i,j) \text{ y } \sigma^2 = 1/(MN) * \sum \sum (\text{Diferencia}(i,j) - \mu)^2,$$

4) Relación Señal/Ruido (en decibeles):

$$\text{SNR} = 10 \log_{10} [\sum \sum \text{Comprimida}(i,j)^2 / (\sum \sum \text{Diferencia}(i,j))^2]$$

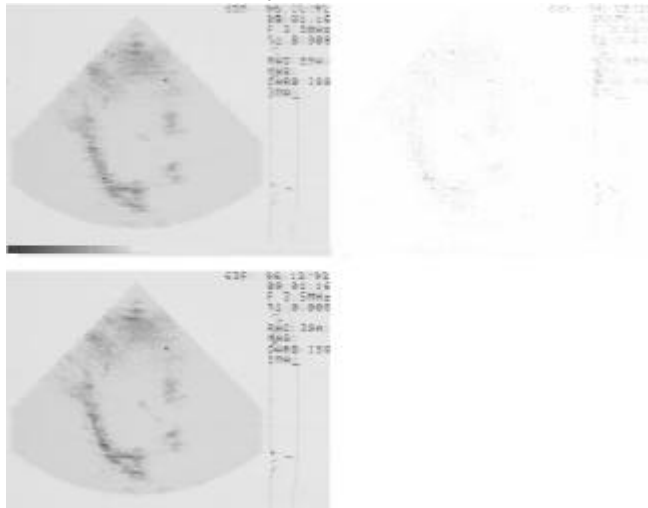


FIGURA 1. RESULTADOS DE LA CUANTIFICACIÓN DE VECTORES: La superior izquierda es la imagen recuperada después de la compresión. A su derecha se encuentra la diferencia contra la original, que ocupa la posición inferior izquierda.

Como indican las Tablas 1, 2 y 3, los mejores resultados se obtuvieron aplicando Error Cuadrático Medio y v-ésima Ley de Distorsión para  $v = 2$ , que brindan una relación Señal / ruido muy cercana a 20 dB, medida a partir de la cual el ojo humano no es capaz de apreciar degradación significativa de la imagen. Se obtuvo una razón de compresión fija de 6.22%. Los tiempos de ejecución para secuencias tipo de 4 imágenes en la generación del libro de códigos y la compresión con la distorsión medida por error cuadrático medio fueron:

Secuencia	Generación	Compresión
Apical	2 min. 0 s y 45 cent.	3 min, 13 s y 72 cent.
Mitral	2 min. 0 s y 29 cent.	3 min, 13 s y 23 cent.
Papilar	2 min. 0 s y 28 cent.	3 min, 13 s y 51 cent.

En “Wavelets: Multi-Resolución Espacial y en Frecuencia para Comprimir Secuencias Ecocardiográficas” se plantea que la Transformada Wavelet (TW) alcanza razones muy elevadas de compresión con bajo nivel de pérdida. No se han encontrado referencias de su empleo con secuencias ecocardiográficas. Tewfik et. al [Tewf91] plantean que cualquier imagen que represente una función de cuadrado integrable, puede representarse en términos de traslaciones y

dilataciones de una wavelet  $W(t)$  como  $f(t) = \sum b(J,k) W(2^J t - k)$ . Esta descomposición permite un análisis multiresolución de  $f(t)$ , especialmente los coeficientes  $b(J,k)$  contienen la información de  $f(t)$  cerca de la frecuencia  $2^J$  y el instante de tiempo  $2^{-J} k$ . Para  $J$  fijo, la suma parcial de  $f$  en  $k$ , produce detalles de la función  $f(t)$  en la escala  $2^J$ .

**Tabla 1 :** Resultados obtenidos usando el Error Cuadrático Medio como medida de la Distorsión.

Secuencia	Distorsión durante la Generación	Distorsión durante la Compresión	Diferencia contra la Original		Relación Señal / ruido (dB)
			Med.	Var.	
<i>Apical</i>	36.22	29.93	1.87	4.54	19.40
		32.39	2.02	4.86	18.82
		32.20	2.01	4.74	19.01
		32.70	2.04	4.88	18.76
<i>Mitral</i>	49.21	42.42	2.65	5.73	18.89
		46.11	2.88	6.26	18.11
		45.97	2.87	6.23	18.08
		42.95	2.69	5.83	18.06
<i>Papilar</i>	42.10	36.29	2.27	5.09	19.32
		39.35	2.46	5.57	18.46
		40.33	2.52	5.86	18.03
		40.84	2.55	5.96	17.92

**Tabla 2 :** Resultados obtenidos usando la Norma de Minkowski como medida de la Distorsión.

Secuencia	Distorsión durante la Generación	Distorsión durante la Compresión	Diferencia contra la Original		Relación Señal/Ruido (dB)
			Med.	Var.	
<i>Apical</i>	74.62	70.26 (*)	3.53	9.69	12.68
			3.69	9.90	12.53
			3.61	9.73	12.66
			3.66	9.73	12.66
<i>Mitral</i>	92.94	85.99	4.21	9.28	14.75
		90.34	4.45	9.56	14.55
		88.64	4.36	9.36	14.65
		75.74	3.82	8.33	15.06
<i>Papilar</i>	81.15	75.36	3.75	8.62	14.76
		76.07	3.74	8.54	14.83
		79.37	3.98	9.14	14.30
		80.23	4.05	9.33	14.16

(\*) Nota: En este caso sólo se calculó la Distorsión de la primera imagen.

**Tabla 3:** Resultados obtenidos usando la v-ésima Ley con  $v=2$  como medida de la Distorsión.

Secuencia	Distorsión durante la Generación	Distorsión durante la Compresión	Diferencia contra la Original		Relación Señal/Ruido (dB)
			Med.	Var.	

Apical	32.85	22.53 (*)	2.06	4.75	19.02
			2.19	5.07	18.47
			2.15	4.97	18.60
			2.17	4.98	18.61
Mitral	47.80	31.49 (*)	2.65	5.73	18.89
			2.88	6.26	18.11
			2.87	6.23	18.08
			2.69	5.83	18.06
Papilar	37.42	25.26 (*)	2.33	5.03	19.44
			2.46	5.39	18.80
			2.56	5.69	18.31
			2.63	5.84	18.13

(\*) Nota: En estos casos sólo se calculó la Distorsión de la primera imagen .

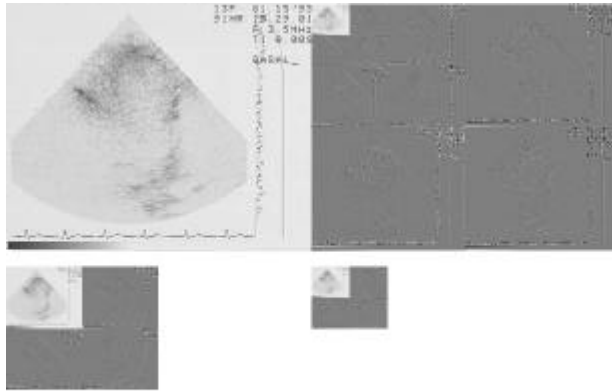


FIGURA 2: PROCESO DE LA TRANSFORMADA WAVELET. La superior izquierda es la original. A su derecha se aprecia la transformación final. Las dos imágenes inferiores muestran los niveles de resolución a los niveles  $2^6$  y  $2^5$  respectivamente.

La wavelet  $W(t)$  tiene que satisfacer condiciones que aseguren que  $f$  es válida para cualquier función de cuadrado integrable. Las traslaciones y dilataciones necesitan ser ortogonales y esto puede lograrse en su propia construcción [Mallat89, Tewf91]. De Vore et. al. [DeVo92] analizan el método general de obtener las descomposiciones para funciones uniformemente continuas del espacio  $L^p(\mathbf{R}^d)$ ,  $0 < p < \infty$  con  $d = 1, 2, \dots$  que incluye como caso especial las wavelets ortogonales desarrolladas por Mallat. En la instrumentación se empleó la formulación propuesta por estos autores, caracterizada por obtener simultáneamente referencia y bordes horizontales, verticales y diagonales. Como filtro pasa bajo usa el promedio de los 4 píxeles a decimar y como pasa-alto la primera derivada -diferencia finita entre cada pixel y su vecino- en la dirección deseada:

$$\begin{aligned}
 \text{Referencia}[i^{J-1}, j^{J-1}] &:= (I[i^J, j^J] + I[i+1^J, j+1^J] + I[i^J, j+1^J] + I[i+1^J, j^J]) / 4 \\
 \text{Detalle\_Horizontal}[i^{J-1}, j^{J-1}] &:= I[i^J, j+1^J] - I[i^J, j^J] \\
 \text{Detalle\_Vertical}[i^{J-1}, j^{J-1}] &:= I[i+1^J, j^J] - I[i^J, j^J] \\
 \text{Detalle\_Diagonal}[i^{J-1}, j^{J-1}] &:= I[i+1^J, j+1^J] - I[i^J, j^J] \\
 \forall i \in [0..2^J - 1], j \in [0..2^J - 1] \text{ y } J \in [5..8]
 \end{aligned}$$



La memoria total consumida en el procesamiento es el doble del tamaño de la imagen. En cada nivel, la referencia ocupa la cuarta parte de la memoria del nivel precedente y los detalles quedan bien diferenciados, lo que permite razones muy elevadas de compresión. La Tabla 4 muestra la media ( $\mu_C$ ) y la varianza ( $\sigma^2_C$ ) de la imagen comprimida, la media ( $\mu_D$ ) y la varianza de la imagen diferencia ( $\sigma^2_D$ ) y la relación señal ruido (SNR) para las secuencias tipo de 4 imágenes de las tres vistas estudiadas, operando con aritmética entera. La varianza de la comprimida refleja buena reducción de la redundancia presente en la original. La media y la varianza de la diferencia tienen valores elevados, indicativos de que debe mejorarse la selección de los pares de filtros empleados, ya que de ellos depende la posterior reconstrucción con mayor calidad. La cuantificación realizada por los filtros causa ‘cuadriculado’ en las imágenes recuperadas. Estos factores provocan que la SNR esté lejos de los 20 dB tolerados por el ojo humano como límite para no advertir diferencias entre la original y la recuperada.

**Tabla 4.** Caracterización de la compresión por la Transformada Wavelets (cálculos en entero)

Apical					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	40.297	0.116	8.701	24.326	6.117
2	40.382	0.117	8.731	24.401	6.134
3	40.361	0.118	8.688	24.603	6.081
4	40.307	0.117	8.732	24.248	6.171
Mitral					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	47.377	0.141	12.479	29.341	6.012
2	47.597	0.138	12.271	28.442	6.335
3	48.169	0.144	12.664	28.970	6.288
4	48.393	0.148	12.884	29.457	6.234
Papilar					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	44.084	0.134	10.693	26.915	6.231
2	43.594	0.131	10.527	26.746	6.216
3	44.025	0.137	10.814	27.395	6.138
4	44.135	0.138	11.004	27.869	6.012

Ante esos resultados, se calculó la referencia en flotante y los detalles a partir de la diferencia entre el promedio y el pixel en la dirección deseada del nivel previo. La Tabla 5 presenta estos resultados, que -aunque mejores que los obtenidos con aritmética entera-, reafirman la necesidad de emplear filtros de mayor tamaño para mejorar la SNR hasta niveles aceptables.

Los tiempos de ejecución (s) y las frecuencias (cuadros/s) con aritmética entera fueron:

	Apical		Mitral		Papilar	
	Tiempo	Frecuencia	Tiempo	Frecuencia	Tiempo	Frecuencia
Generación	19.61	0.2040	19.00	0.2105	19.60	0.2099
Recuperación	15.38	0.2601	15.22	0.2828	14.94	0.2677

mientras que con operaciones en flotante subieron a:

Apical	Mitral	Papilar
--------	--------	---------

	Tiempo	Frecuencia	Tiempo	Frecuencia	Tiempo	Frecuencia
Generación	28.40	0.1408	27.58	0.1450	27.68	0.1445
Recuperación	22.41	0.1785	21.97	0.1821	21.92	0.1825

Estos resultados, aunque inferiores en calidad a los de la Cuantificación Vectorial, permiten afirmar que la TW puede constituir una poderosa herramienta para comprimir y segmentar secuencias ecocardiográficas, ya que los detalles se obtienen con nitidez a lo largo de las mismas, lo que facilita ubicar el VI en cada cuadro y seguir su movimiento. Para lograr este objetivo, debe estudiarse cuidadosamente la selección de los pares de filtros.

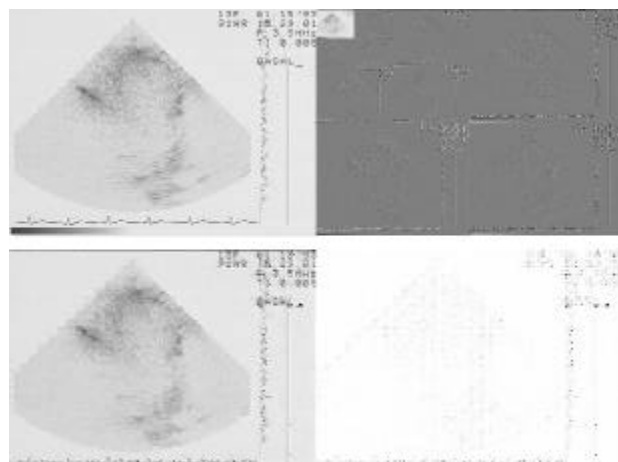


FIGURA 3: RESULTADOS DE LA TRANSFORMADA WAVELET. La superior izquierda es la original. A su derecha se visualizan los tres niveles de transformada realizados. La inferior izquierda es la recuperada después de la compresión y la inferior derecha es la diferencia entre la original y la recuperada.

**Tabla 5.** Caracterización de la compresión por la Transformada Wavelets (cálculos en flotante)

Apical					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	40.281	0.091	5.750	16.612	8.280
2	40.290	0.091	5.625	16.714	8.787
3	40.221	0.090	5.561	16.564	8.836
4	40.268	0.090	5.621	16.547	8.854
Mitral					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	46.808	0.108	7.928	19.763	8.748
2	47.237	0.115	7.924	19.885	8.840
3	47.566	0.111	8.114	19.896	8.882
4	47.652	0.113	8.219	20.145	8.882
Papilar					
Imagen	$\mu_C$	$\sigma^2_C$	$\mu_D$	$\sigma^2_D$	SNR
1	43.412	0.105	6.648	17.623	9.101
2	43.114	0.103	6.579	17.896	8.931
3	43.281	0.109	6.834	18.515	8.725
4	43.415	0.109	6.825	18.414	8.807

Durante el período 1993-94 se investigó incorporar en un Sistema de Almacenamiento y Transmisión de Imágenes -PACS- los equipos **EcoGraf** y **OrtoPack**, así como estaciones

especialmente construidas para este fin. Las investigaciones enfatizaron en garantizar calidad de almacenamiento y alcanzar la máxima razón posible. Sobre este proyecto, **Radio-Tk**, se publicaron “Evaluación de Algoritmos para la Compresión de Imágenes” [Aran93-2] que resume y resume las investigaciones realizadas y presenta las alternativas comerciales adoptadas en los productos del ICID; y “Procesamiento Digital de Imágenes Médicas: Tendencias Actuales de Desarrollo” [Aran94], que presenta la problemática de los PACS y las posibilidades de crear uno. Incluye consideraciones en cuanto a requisitos de almacenamiento y vinculación con las diferentes modalidades de imagen, formas de obtención y destinos finales de éstas.

Considero que los métodos reversibles garantizan absoluta fidelidad en la recuperación de la imagen almacenada, aspecto de primordial importancia en el desarrollo de PACS y de otras aplicaciones del PDI a la medicina, pero tienen razones de compresión promedio entre el 50 y el 60%, por lo cual no deben aplicarse al almacenamiento de secuencias ecocardiográficas, en las que existe una enorme redundancia espacial y temporal.

Se programaron diversos algoritmos de **Filtrado, Mejoramiento del Contraste y Realce de Bordes** recogidos como clásicos en la literatura: *PasaBajo, Mediana, Erosión-Dilatación, Roberts, Laplaciano Lineal, Kirsch, Histogramas*, etc. Con las curvas de Función Diastólica, para facilitar su trazado manual y pensando en una estrategia automatizada de segmentación, se publicó “Modificación al Algoritmo Laplaciano No Lineal para el mejoramiento de Bordes en una Imagen” [Aran93-1] que parte del Gradiente de Roberts y el Laplaciano No Lineal (LNL), analizado y desarrollado por van Vliet et. al. [Vlie89]. Las dificultades del LNL son: requiere un filtrado preliminar uniforme ó gaussiano y enfatiza los ruidos. La modificación consiste en aplicar el Gradiente y si su valor excede un umbral U obtenido de tomar la distancia entre los picos del histograma, se enfatiza el borde usando el LNL. La tabla 6 compara el Gradiente de Roberts, el LNL original y la Modificación sobre imágenes seleccionadas de cada vista típica sin realizar ningún filtrado previo. Se midió  $\forall i \in [0..N - 1]$  y  $\forall j \in [0..M - 1]$ :

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{\sum \sum [\text{original}(i,j) - \text{realzada}(i,j)]^2}{\sum \sum \text{original}(i,j)^2} \right)$$

$$PSNR = 10 \log_{10} \left( \frac{N * M * 255^2}{\sum \sum [\text{original}(i,j) - \text{realzada}(i,j)]^2} \right)$$

**Tabla 6.** Comparación entre el Realce de Bordes realizado.

Vista	Gradiente de Roberts		Laplaciano No Lineal Original		Modificación	
	SNR	PSNR	SNR	PSNR	SNR	PSNR
Apical	1.1349	16.6016	3.6083	19.0750	1.0738	16.5405
Mitral	1.3516	15.3268	4.1942	18.1694	1.3035	15.2787
Papilar	1.2205	15.7469	4.3594	18.8858	1.1710	15.6974

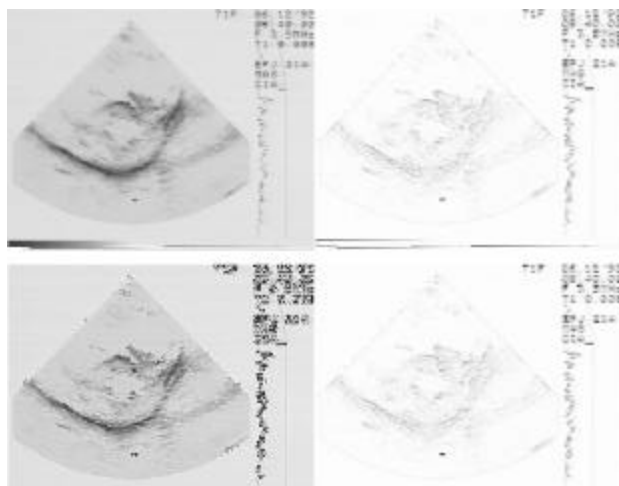


FIGURA 4: COMPARACIÓN ENTRE LOS ALGORITMOS DE REALCE DE BORDES. La superior izquierda es la imagen original. A su derecha, el resultado del Gradiente de Roberts. La inferior izquierda muestra el Laplaciano No Lineal original, mientras que a la derecha se aprecia la Modificación.

En esta figura también se aprecia de manera subjetiva mejor calidad de bordes resaltados en la imagen correspondiente a la modificación. Los tiempos de ejecución obtenidos con imágenes captadas con la Cortex-I en cada vista seleccionada fueron:

	Roberts	Laplaciano No Lineal	Modificación
Apical	5.05	14.12	5.11
Mitral	5.05	14.11	5.11
Papilar	5.11	14.11	5.10

Estos resultados reafirman [Aran93-1] que la modificación cumple los objetivos propuestos en su diseño: realza bordes con buena calidad. En comparación con los algoritmos que la originaron para detectar las curvas y contornos de interés, no es necesario aplicar filtros previos y su tiempo de ejecución es similar al del Gradiente de Roberts y cerca de la tercera parte del tiempo del Laplaciano No Lineal original, aspecto muy conveniente al requerimiento de que los algoritmos desarrollados se ejecuten rápidamente sobre computadoras personales baratas.

Para el trazado manual de curvas y contornos los médicos encuestados prefirieron realzar estas entidades por el Gradiente de Sobel. De igual forma, seleccionaron la ecualización por histograma para mejorar el contraste. El filtrado de las imágenes, tanto para procesamiento manual como automatizado, se realiza con el PasaBajo (o promediación simple), que suaviza los ruidos existentes de manera aceptable para procesamientos posteriores en tiempo breve.

Referente a la **Segmentación del Ventrículo Izquierdo para el Estudio de la Contractilidad Segmentaria**, la investigación ha sido publicada en: “*Necesidad y Factibilidad del Estudio Automatizado de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales*” [Aran93-3], donde se demuestra la posibilidad de acometer esta tarea. En el Ier Congreso Latinoamericano de Salud, 1992, se presentó “*Estudio de la Contractilidad Segmentaria del Ventrículo Izquierdo en Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales*”, que resume los resultados hasta ese momento. También se realizó “*Detección Semi-Automatizada de los Contornos del Ventrículo Izquierdo en Imágenes Ecocardiográficas*” [Chao92], donde se parte del trazado manual del VI en un cuadro y se le busca en los demás con una *segmentación basada en la detección de bordes*. La investigación demostró la factibilidad de desarrollar una estación específica que procesara dichos estudios, aunque los resultados no eran precisos debido a que el intervalo de 125 milisegundos entre cuadros consecutivos era elevado -había mucho movimiento de las paredes entre ellos- y no se explotaban todas las posibilidades de segmentación al

emplearse sólo detección de bordes; lo cual provocaba que los especialistas tuvieran que ajustar manualmente los contornos obtenidos para garantizar precisión de las mediciones.

En “*Segmentación de Imágenes Ecocardiográficas*”. [Aran97-1] se combina en cada imagen *Detección de Bordes por el Laplaciano No Lineal Modificado* [Aran93-1] y *Crecimiento de Regiones*, Haralilck et. al. [Hara89], consistente en etiquetar como VI o fondo cada pixel en función de su *Media* y *Varianza*, calculadas en una vecindad de 3x3 -la *Media* equivale al filtrado PasaBajo- en conjunto con los *Histogramas* de estos dos valores en toda la imagen. Se obtienen dos umbrales adaptativos: uno de fuerza de borde y otro para separar el área de interés en VI y fondo. También estos valores definen las medidas de homogeneidad que caracterizan a las dos regiones, pues brindan el valor esperado del tono de gris en cada una y la dispersión permisible al clasificar el pixel. El mapa de varianza y el LNL modificado tienen alta coincidencia, pues ambos reflejan la variación de intensidad local a cada pixel. Así se conforma una sinergia de métodos para binarizar ventrículo/fondo con precisión en una misma etapa. La segmentación obtenida en cada cuadro se almacena formando una secuencia. Los tiempos de ejecución con secuencias típicas de 4 imágenes equivalen a una Frecuencia Promedio de 0.0078 cuadros/s, y son adecuados para el trabajo clínico fuera de línea usando equipos construidos a partir de computadoras personales comerciales. [Hens96] y [Lie95] concuerdan en principio con el algoritmo desarrollado y reafirman la validez del resultado. Los algoritmos convencionales basados en el histograma y los métodos globales son deficientes cuando se necesita detectar objetos pequeños y con bajo contraste respecto al fondo. El resultado que defiende supera estas propuestas, pues se ejecuta en tiempo real sobre ventanas de 20x20 pixeles en un 386 DX-33 sin coprocesador aritmético; por lo que puede afirmarse que es altamente promisorio en: 1) adaptabilidad a estadísticas que varían en el espacio; 2) alcance de una percepción más humana al considerar rasgos explícitos -conectividad de la forma- en los patrones clasificados por el umbral; y 3) es posible su instrumentación en tiempo real debido a computaciones realizadas eficientemente.

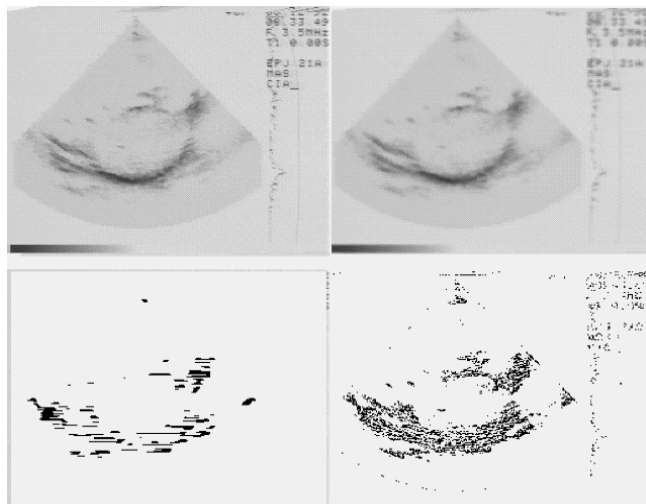


FIGURA 5: SEGMENTACIÓN COMBINADA EN UN CUADRO. La superior izquierda es la original. A su derecha está la imagen filtrada por el pasabajo. La inferior izquierda es la Segmentación resultante. A su derecha se encuentra el mapa de varianza. (Nota: Compárese este mapa con el resultado de la modificación al Laplaciano No Lineal que aparece en la inferior derecha de la figura 4.).

En “*Segmentación de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas 2D*”. [Aran97-2] se analiza VI en movimiento y fondo contaminado por ruido estadístico [Karm90]. Se parte del *Filtrado de Kalman* de la secuencia y se extrae una máscara binaria de puntos indicando zonas de fondo y del VI en que no hay movimiento. En este proceso se actualiza la memoria adaptativa. Para calcular

la ganancia del filtro se usan constantes que miden la adaptabilidad ( $\Delta \square \square \square \square \square \square$  la rapidez de variación ( $\square \square \square \square \square \square$  de la misma. Esos valores aseguran rápidamente que la secuencia del fondo se adapte automáticamente a la dinámica de movimiento del VI en la secuencia. Para la matriz de corrección del filtro A, que determina la dinámica de la razón de cambio del fondo, se obtuvieron los mejores resultados con  $a_{12} = a_{22} = 0.25$ . Se genera una predicción del fondo que toma en cuenta la apreciable variación entre cuadros consecutivos que provoca la aparición de zonas de fondo en que anteriormente estaba el VI y viceversa. El resultado final es una secuencia de máscaras binarias que describen el ventrículo con precisión. □

Los tiempos de ejecución obtenidos sobre secuencias típicas de 4 imágenes fueron:

Vista	Tiempo de Ejecución
Apical	1 min, 3 s y 82 centésimas
Mitral	1 min, 2 s y 89 centésimas
Papilar	1 min, 3 s y 94 centésimas

lo que representa una Frecuencia Promedio de 0.062 cuadros/s, suficientemente pequeña como para permitir su uso efectivo en computadoras personales comerciales.

Considero que los resultados presentados posibilitan definir una estrategia combinada de segmentación -sinergia de métodos- en una etapa con resultados precisos y en un tiempo aceptablemente breve, lo que permite su empleo en sistemas programados para usarse en equipos contruidos sobre la base de computadoras convencionales comerciales accesibles en el mercado cubano.

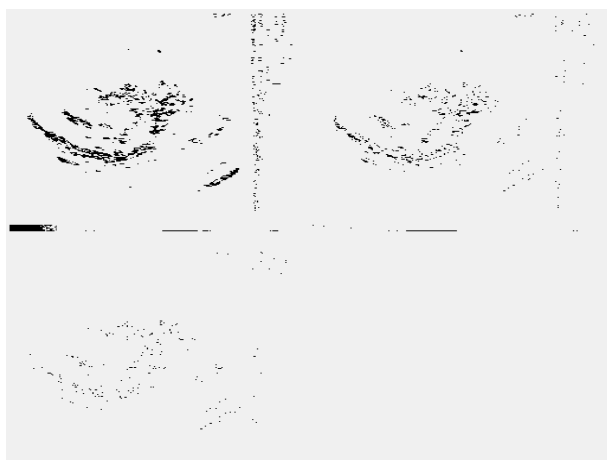


FIGURA 6. MÁSCARA QUE SE VA OBTENIENDO ENTRE IMÁGENES A LO LARGO DE LA SECUENCIA DE 4 CUADROS DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO. La superior izquierda muestra el resultado del procesamiento que corresponde a los cuadros primero y segundo de la secuencia. La superior derecha incorpora al tercero, mientras que la inferior izquierda al cuarto.

Los estudios sobre **Representación y Reconocimiento de Formas** se publicaron en “*Modelación Matemática del Ventrículo Izquierdo a partir de las Imágenes Ecocardiográficas*” [Mart92], donde se describe el modelo basado en 4 *polinomios de aproximación de 2<sup>do</sup> grado obtenidos por mínimos cuadrados* y se desarrolla la tesis de *bases de modelos patrones*, a partir de los cuales *buscar la mayor semejanza entre patrón e imagen actual*. En “*Representación de Formas para Análisis de Secuencias de Imágenes en Tiempo Real*”. [Aran97-3] se analizan los esquemas a partir de clasificarles de acuerdo a lo planteado en [Pita90]. Se determinan los externos como los adecuados a la información como se presenta y los resultados a obtener con las imágenes ecocardiográficas. Se valoran los criterios [Dask91] que se presuponen en un buen esquema. Se comparan los *polinomios de 2<sup>do</sup> grado ajustados por mínimos cuadrados*, *Splines cúbicos* y *Descriptores de Fourier clásicos y elípticos*, a partir de la programación de los mismos

según las formulaciones descritas en: [Mart92] para los polinomios; [Ball82] para los splines; y [Safa91] para los descriptores de Fourier. Se seleccionan los polinomios de 2<sup>do</sup> grado al poseer las características deseadas y evaluarse los 4 polinomios en las dos elipses modelo en menos de 10 milisegundos, lo que permite su uso en tiempo real dentro de equipos construidos en base a computadoras personales comerciales.

El seguimiento de objetos se aplica en el análisis cuantitativo de la Contractilidad Segmentaria del VI; en la Robótica para determinar y comprobar trayectorias; en el análisis de los movimientos de los deportistas, los estudios de la marcha de los discapacitados; etc. La restricción principal la impone la necesidad de no perder la continuidad del movimiento. Para que éste sea reconstruible a los ojos humanos, se necesita que el programa acople el objeto a través de los diferentes cuadros en menos de 83 milisegundos, o sea, al menos a 12 cuadros/s. En “*Algoritmo para el Seguimiento de Objetos en Secuencias de Imágenes*” [Aran97-4] se propone un método basado en los criterios heurísticos expuestos [Ball82] [John88], lo que elimina grandes zonas de la imagen al trabajar con regiones de interés (ROI) pequeñas en una vecindad cercana a la ocupada por el objeto en el cuadro anterior. Por su método, pertenece al grupo de acople de características [Guid90]. Por sus técnicas, es de medio nivel, [Dask91]: no es necesario terminar la segmentación para formar el vector de la imagen actual y comprobarle contra el de la anterior midiendo la distancia entre ambos. También es predecible la ubicación del objeto en el próximo cuadro. Las características seleccionadas [Sluz90], son el área (total de píxeles que pertenecen al objeto:  $m_{00}$ ), los momentos centrales de primer orden:  $m_{10}$  y  $m_{01}$ , [Rose82], las coordenadas del centroide:  $x_c = m_{10} / m_{00}$ ,  $y_c = m_{01} / m_{00}$ , el tono de gris en el centro:  $I(x_c, y_c)$  e invariantes bajo traslación, rotación y cambio de escala en dos dimensiones que se aplican para identificar objetos independientemente de su localización. Este primer grupo de características son propias del objeto en cada cuadro. Sirven para establecer una medida que elimine posibles errores o confusiones por la presencia de otros objetos cercanos e inclusive, por oclusiones parciales. El otro grupo de características -factor de escala, ángulo de rotación y vectores de desplazamiento con respecto al cuadro anterior- está relacionado con el movimiento del objeto en si. Con este vector se pueden medir las heurísticas descritas. Como Distancia entre vectores se usa la de Minkowski (“City Block”), para evitar calcular raíces cuadradas y mantener la ejecución en tiempo real. Como medida del acople, se usa un vector umbral obtenido al analizar el rango de variabilidad permisible para cada una de ellas.

Se estudiaron secuencias de objetos del mundo real con una cámara que tiene “zoom” manual con posibilidades de acercamiento desde  $+\infty$  hasta 1.2m y foco automático, lo que permitió simular acercamiento y alejamiento entre cámara y objeto, como si fuera un robot, a diferentes velocidades. También se realizaron pruebas de movimiento en “panning” en las direcciones horizontal y vertical y combinaciones de todos estos movimientos. Se eligió una ROI centrada alrededor del punto  $(x_c, y_c)$  de 20x20 píxeles, ya que este tamaño contiene en todos los casos a los objetos estudiados. La secuencia de trabajo se estableció en 1000 como máximo, aunque podía ser menor si se perdía el acople de los vectores de características entre cuadros consecutivos, al ser la medida total del acople mayor que la permitida, lo que no ocurrió en ningún caso. Los tiempos de ejecución fueron siempre del orden de 16 milisegundos, o sea, se logró trabajar a la frecuencia de la norma NTSC de televisión. El algoritmo sigue el movimiento de objetos en tiempo real y garantiza fidelidad en la descripción del objeto y de su movimiento.

En [Gome95] las imágenes de ultrasonido pueden visualizarse simultáneamente con las figuras del atlas empleando una tarjeta MultiMedia típica y se usa la Representación de Formas interna “*QuadTrees*” para almacenar el atlas compactado.

Como aplicación práctica de los algoritmos desarrollados en esta tesis el Capítulo 3:

**Introducción de los Resultados y Discusión** presenta□

1. Se obtuvo **EcoGraf**, versiones 2.0 y 3.0: estación de trabajo para el PDIE del tipo de ayuda al diagnóstico comercializado e introducido en el Sistema Nacional de Salud y con actualidad científica, apreciable al revisar trabajos paralelos a él: [DePa93],[Brui93],[Khor93],[Szab91]. Permitió por primera vez en Cuba una metodología instrumentada y la posibilidad práctica de: estudiar la Función Diastólica o de llenado del VI y diagnosticar el rechazo al Trasplante Cardíaco por métodos no invasivos; medir simple y no invasivamente la Función Sistólica o de vaciado del VI, y en particular su Fracción de Eyección, parámetro decisivo en la valoración de la necesidad de realizar un trasplante. Se obtienen los volúmenes TeleDiastólico y TeleSistólico por 6 métodos diferentes, lo que permite evaluar los casos con mayor precisión. Se calcula de forma no invasiva, confiable, rápida y fácil de repetir la Hipertensión en la Arteria Pulmonar y el Gradiente de Presión en la Arteria Aorta. El equipo se instaló en los hospitales con servicio de Ecocardiografía de Cuba. Se usó en estudios sobre el trasplante y su rechazo, patologías isquémicas, análisis de cambios funcionales del VI en deportistas de alto rendimiento y personas de la tercera edad, etc. Esas investigaciones influyen en el bienestar de nuestro pueblo y en el prestigio internacional de la medicina cubana, que investiga con equipamiento de actualidad mundial. Ambas versiones se exportaron, la 2.0 a la URSS por los convenios establecidos y la 3.0 a Perú y Brasil, a un precio superior a los \$10,000.00 USD cada equipo. **EcoGraf** constituyó un **Logro del Quinquenio 86-90**.

2. Se realizaron pruebas de maqueta de **EcoSeg** demostrándose la factibilidad de su elaboración. Esta línea se aplazó por el costo elevado del digitizador **VideoSec**.

3. Se han analizado, desarrollado y probado algoritmos, que permiten derivar una estrategia para determinar de forma totalmente automatizada el movimiento de las paredes del VI a lo largo del ciclo cardíaco a partir de secuencias de un latido completo, con el objetivo de medir su CS. Estas investigaciones se enmarcan dentro de las tendencias actuales a nivel mundial en el PDIE.

4. Se desarrolló **Radio-Tk** y se le incorporaron **EcoGraf** y **OrtoPack**, para conformar los primeros eslabones de un Sistema de Almacenamiento y Transmisión de Imágenes -PACS-, una de las tendencias de mayor importancia que tiene el PDI aplicado a la Medicina en la actualidad.

## **Discusión**

Los resultados permiten afirmar que:

**1ro.** Las soluciones para la captación son: 1) digitizador de secuencias con un costo elevado que la hace poco factible y 2) digitizador de adquisición continua, alternativa de menos costo y mayor efectividad. En las pruebas con la DT-2803 se captaron 8 cuadros/s: no se reconstruía el movimiento. Las pruebas con la Cortex-I permiten 15 cuadros/s: se reconstruye el movimiento con aproximación aceptable. Estos resultados son usables donde sea necesario captar secuencias para su análisis posterior: estudio de los movimientos de atletas o de discapacitados, seguimiento del movimiento de animales de investigación a través de laberintos, Robótica, etc.

**2do.** Es posible resolver eficientemente en cuanto a requisitos de tiempo de ejecución y memoria total consumida la compresión de las imágenes y secuencias, aprovechando la redundancia existente en ellas. Para garantizar que no exista pérdida, los algoritmos: *Huffman*, *Longitud de*



*Carreras, Lempel-Ziv 77, Lempel-Ziv Welch, etc.*, brindan una razón promedio entre el 50 y el 60%. Si se admite pérdida que no provoque una Relación Señal/Ruido (SNR) inferior a 20 dB, las investigaciones realizadas sobre Cuantificación Vectorial y las recopiladas sobre el método *JPEG* [Kars93] alcanzan razones de compresión promedio entre un 5 y 10 % con SNR igual o superior a dichos 20 dB, efectivo para almacenar las secuencias en discos flexibles. Si se mejora la selección del par de filtros a aplicar, la Transformada Wavelet debe brindar resultados de superior calidad. Estas alternativas permiten disponer de herramientas proporcionables todas ó ajustadas para una aplicación específica. Este aporte es generalizable a otras aplicaciones de PDI.

**3ro.** La presencia de ruidos se minimiza mediante filtrado, mejoramiento del contraste y realce de bordes, lo que facilita el trazado manual ó las tareas posteriores de Segmentación. El filtrado que proporcionó los mejores resultados en cuanto a SNR y tiempo de ejecución fue el *PasaBajo*. Para el trazado manual, el mejoramiento del contraste se obtuvo aplicando *Ecualización por Histograma*. Los especialistas prefirieron realzar bordes por el *Gradiente de Sobel*. Para detección automatizada, los bordes se realzan por la *modificación al Laplaciano No Lineal*, que junto al *Mapa de Varianza*, brindan el criterio de bordes usado al segmentar el VI. Los resultados tienen carácter general, pues son ajustables a donde sea necesario eliminar ruidos, mejorar el contraste y realzar bordes de objetos, y pueden usarse con muchos tipos de imágenes.

**4to.-** Las representaciones de contornos usando métodos externos cumplen los requisitos demandados y son flexibles para su uso manual y automatizado. Se seleccionan los *Polinomios de Secciones Cónicas* porque: tienen menos parámetros y su evaluación es ejecutada en tiempo real. Estos resultados también son aplicables en cualquier problema donde el objeto tenga fronteras elípticas: células, cráneo, etc.; ya que la forma queda descrita simple y efectivamente.

**5to.** Se demostró la factibilidad de segmentar el VI en las secuencias con precisión y en breve tiempo combinando estrategias: cada cuadro por separado al realizar el *crecimiento de las regiones de acuerdo con un criterio de umbral adaptativo* obtenido en función del histograma, la media y la varianza de los píxeles del área de interés que *coopera con la detección de bordes*; y la secuencia en conjunto para generar las máscaras de píxeles en los que no hubo movimiento por *filtrado con memoria adaptativa* realizado por el *método de Kalman*, lo que brinda un criterio temporal del VI en su movimiento; todo lo cual permite obtener una buena separación entre él y los demás elementos presentes en la imagen (fondo).

**6to.** Se eligieron las características para reconocer la forma del VI, que integran un vector para cada imagen de la secuencia, el cual se mantiene acoplado a lo largo de la ella con un criterio de distancia de Minkowski.

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

De acuerdo con el trabajo realizado, expuesto en la presente tesis, los objetivos planteados fueron cumplidos, ya que:

1. Se evaluaron y probaron métodos de compresión tales como *Huffman, Longitud de Carreras, Lempel-Ziv 77 y Lempel-Ziv Welch* entre los reversibles y *Cuantificación Vectorial, JPEG y Wavelets* entre los irreversibles, que permiten almacenar eficientemente las imágenes. Se definieron las alternativas adecuadas en un PACS y con secuencias de imágenes ecocardiográficas. □ Los métodos reversibles garantizan absoluta fidelidad de la imagen almacenada, aspecto de primordial importancia en los PACS y en otras aplicaciones del PDI a la medicina, pero tienen razones de compresión promedio entre el 50 y el 60%, por lo que no deben emplearse para almacenar secuencias ecocardiográficas, en las que existe una enorme

redundancia espacial y temporal, puesto que se produce un gasto excesivo de almacenamiento. La tendencia de emplear métodos irreversibles o con pérdida, que alcanzan razones elevadas, para comprimir estas secuencias obedece a esa necesidad, aunque debe analizarse cuidadosamente la calidad de dicha compactación. Los mejores resultados obtenidos hasta el presente en cuanto a calidad se encontraron aplicando Cuantificación Vectorial con la Distorsión por Error Cuadrático Medio como medida, con una relación Señal/Ruido cercana a los 20 dB y una Razón de Compresión fija de 6.22%. Los tiempos de ejecución son aceptables, lo que permite su empleo en sistemas programados sobre computadoras personales comerciales accesibles en el mercado cubano.

2. El modelo no homogéneo de difusión de la onda acústica conduce a métodos de filtrado, realce de contornos y mejoramiento del contraste que aprovechan eficientemente estas propiedades de los diferentes tejidos. Se evaluaron diferentes métodos, tanto para el trabajo manual como para el automatizado. Se definieron las mejores alternativas para imágenes ecocardiográficas: filtrado *PasaBajo* para minimizar ruidos, mejoramiento del contraste mediante la *Ecualización por Histograma* y para realzar bordes, en el caso manual se prefirió por los especialistas el *Gradiente de Sobel*, mientras que para el automatizado se eligió el *Laplaciano No Lineal* modificado por el autor de esta tesis, que cumple los objetivos propuestos en su diseño al realizar un realce de bordes de calidad para detectar las curvas y contornos de interés en las imágenes ecocardiográficas, por lo que no es necesario aplicar complejos filtros previos y su tiempo de ejecución es mínimo, lo que permite su empleo en sistemas programados para usarse en equipos construidos en base a computadoras convencionales comerciales accesibles en el mercado cubano.
3. Se estudió la segmentación automatizada de las secuencias de imágenes del VI para medir su Contractilidad Segmentaria. La mayoría de los métodos revisados: Temple simulado, Flujo Optico, Redes Neuronales, etc., emplean varias etapas de procesamiento y demandan potencia de cómputo elevada: sus mejores resultados aparecen al usar combinaciones de datos espaciales y temporales, lo que es caro computacionalmente, necesita intrincado preprocesamiento o calibración y muchas veces se hace necesario volver atrás para lograr el procesamiento adecuado. Algunos de estos métodos dependen de la inicialización humana y aunque la precisión obtenida con ellos es aceptable, sus tiempos de ejecución deben ser muy elevados en las computadoras personales convencionales existentes en el mercado cubano, lo que contradice el lineamiento y el objetivo planteado de lograr programas cuya ejecución sea aceptablemente breve. El algoritmo de segmentación dentro de cada cuadro desarrollado, que combina realce de bordes por el *Laplaciano No Lineal* modificado y *Crecimiento de Regiones*, al ser localmente adaptativo, se acerca mucho a los umbrales perceptuales de los humanos aún en condiciones de bajo nivel de la relación señal ruido, por lo que supera a los algoritmos convencionales basados en el histograma y a los métodos globales, los que son deficientes cuando se necesita detectar objetos pequeños y con bajo contraste respecto al fondo. El método es promisorio en tres aspectos: 1) adaptabilidad a estadísticas que varían en el espacio; 2) alcance de una percepción más humana al considerar rasgos explícitos - conectividad de la forma- en los patrones clasificados por el umbral; y 3) es posible su instrumentación en tiempo real sobre ventanas de 20x20 píxeles en una computadora 386 DX-33 compatible sin coprocesador aritmético debido a computaciones realizadas eficientemente. Esta investigación demostró que es factible una estrategia combinada - sinergia de métodos- que realizan la segmentación totalmente automatizada a partir de la

combinación mencionada dentro de cada cuadro y del *Filtrado adaptativo de Kalman* de toda la secuencia; con la que se obtienen las paredes del VI en una etapa con buena precisión, bajo consumo de memoria y en un tiempo de ejecución aceptablemente breve. Los resultados presentados, tanto de cada cuadro como de la secuencia en conjunto, son precisos y se obtienen en poco tiempo, lo que permite su empleo en sistemas programados sobre computadoras convencionales comerciales accesibles en el mercado cubano. Este resultado debe validarse clínicamente en una próxima etapa.

4. Se evaluaron esquemas de representación de formas y se concluyó que es factible seleccionar métodos que cumplen con los requisitos demandados por los objetivos de esta tesis y permiten adecuado reconocimiento automatizado del VI a lo largo de la secuencia. Se seleccionaron los *Polinomios de 2<sup>do</sup> grado: Secciones Cónicas ajustadas por Mínimos Cuadrados* como el método adecuado para representar la forma elíptica del VI, al poseer las características deseadas y evaluarse en un intervalo que permite su uso en tiempo real dentro de equipos construidos en base a computadoras personales comerciales accesibles en el mercado cubano. Se eligieron las características adecuadas del vector que representa la forma del VI y que garantizan fidelidad en la descripción del mismo y de su movimiento, el cual se mantiene acoplado con un criterio de distancia de Minkowski a lo largo de la secuencia. Se obtuvo un algoritmo que sigue el movimiento de objetos en tiempo real -16 milisegundos de procesamiento en ventanas de 20x20 píxeles- en computadoras personales comerciales accesibles en el mercado cubano.

Además, como resultado de este trabajo, debe significarse que se alcanzaron las mejores prestaciones en cuanto a velocidad de ejecución y consumo de la memoria en computadoras personales convencionales existentes en el mercado cubano, ya que los programas más críticos en cuanto a necesidad de velocidad trabajan a 30 cuadros por segundo sobre las regiones de interés y usan como medio técnico una computadora compatible 386 DX-33 con 8 Mbytes de memoria RAM sin coprocesador aritmético.

Por otra parte, se desarrolló **EcoGraf**, que cumple con los requisitos solicitados por los médicos y está en plena concordancia con los lineamientos fundamentales del **ICID**, con las hipótesis planteadas y con los objetivos previstos en este trabajo. Con él es posible analizar las imágenes ecocardiográficas y realizar bajo protocolos tipificados, con la precisión requerida, de manera simple y cómoda las mediciones correspondientes a los principales estudios del corazón en que se usan estas técnicas: Funciones Diastólica y Sistólica del Ventrículo Izquierdo y Gradientes de Presión en las Arterias Aorta y Pulmonar. El equipo se introdujo en los siete hospitales de Cuba que tenían Ecocardiografía dentro de su Servicio de Cardiología y se comercializó en la URSS, Perú y Brasil.

También se evaluaron varias tarjetas digitizadoras comerciales y otra diseñada y construida para estos fines. Quedó esclarecida la necesidad de disponer de una tarjeta específica capaz de captar secuencias de imágenes en tiempo real para estudiar la Contractilidad Segmentaria de las paredes del Ventrículo Izquierdo. La variante idónea: el digitizador de adquisición continua, cuya relación costo/prestaciones es más favorable y eficiente, se encuentra en proceso de construcción de acuerdo con las recomendaciones que se derivan de este trabajo.

### **Recomendaciones**

Se recomienda continuar la investigación en esta dirección hasta completar una estación de trabajo experimental en base al digitizador de adquisición continua que sirva para validar desde el punto de vista médico los resultados obtenidos en el estudio de las secuencias de imágenes,

aspecto que es de gran interés también desde los puntos de vista científico-técnico y comercial, ya que no hay reportadas soluciones a este problema en computadoras personales de bajo costo y potencia de cómputo convencional. Para realizar este proyecto se necesita concluir dicha tarjeta digitizadora de adquisición continua y adecuarle el aseguramiento de programas desarrollado.

Las investigaciones futuras deben continuar sobre:

- a) Transformada *Wavelet*: Deben mejorarse los resultados obtenidos al comprimir las secuencias mediante una selección adecuada de los pares de filtros a emplear. También debe valorarse la posibilidad de usarla para localizar los contornos del VI en las secuencias. Hasta el momento, no se dispone de referencias que mencionen su aplicación al análisis de imágenes ecocardiográficas.
- b) Como el análisis de secuencias de imágenes es uno de los problemas inversos de mayor dificultad dentro del PDI, debe estudiarse la aplicación de algoritmos iterativos, basados en la Teoría de Regularización, para garantizar la convergencia de los procesos de detección de las fronteras *endocárdica* y *epicárdica* en cada cuadro, aspecto que no se ha investigado por seguir el objetivo, señalado anteriormente, de alcanzar las mayores prestaciones en cuanto a velocidad de ejecución.
- c) Los contornos de tipo activo -deformables, elásticos, “*serpiente*”- se están imponiendo en el estudio de las secuencias ecocardiográficas y de RMI, por lo que la investigación futura debe valorar la posibilidad de emplear esta alternativa.
- d) Las Redes Neuronales Artificiales -en conjunción con los contornos activos- también deben evaluarse, pues brindan la posibilidad de reconocimiento adaptativo con alto grado de paralelismo en la detección de las fronteras del VI.

### **BIBLIOGRAFÍA DEL AUTOR**

- [Aran89] Aranda,J.J. “Implementación del Algoritmo de Huffman para la Compresión de Ficheros”; Revista CID, Electrónica y Proceso de Datos, No. 19, pp 4-6, 1989.
- [Aran93-1] Aranda Aboy,J.J.; Montes de Oca Colina,G. y Rodríguez Benítez,G. “Modificación al Algoritmo Laplaciano no Lineal para el mejoramiento de bordes en una Imagen” Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones Vol. XIV, No.1, pp 79-83, 1993
- [Aran93-2] Aranda Aboy,J.J.; Montes de Oca Colina,G. y Rodríguez Benítez,G. “Necesidad y Factibilidad del Estudio Automatizado de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales” Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones Vol. XIV, No.2, pp 73-78, 1993
- [Aran93-3] Aranda Aboy,J.J.; Hernández,A.; Mora,O.; Montes de Oca,G.; Rodríguez,G. y Mesa,A. “Evaluación de Algoritmos para la compresión de imágenes” Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones Vol. XIV, No.3, pp 65-69, 1993
- [Aran94] Aranda Aboy, J.J.; Hernandez,A.; Mora,O.; Rodríguez,G. et.al. “Procesamiento Digital de Imágenes Médicas: Tendencias Actuales de Desarrollo” Revista CID, Electrónica y Proceso de Datos, No.1, 1994, pp 50-55
- [Aran95] Aranda Aboy,J.J. “Compresión de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XVI No.2-3, 1995 pp 87-89
- [Aran97-1] Aranda Aboy,J.J. “Representación de Formas para Análisis de Secuencias de Imágenes” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XVIII, No. 1-2-3, pp 114-119, 1997

- [Aran97-2] Aranda Aboy,J.J. “Segmentación de Imágenes Ecocardiográficas” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XVIII, No. 1-2-3, pp 106-109, 1997.
- [Aran97-3] Aboy,J.J. “Segmentación de Secuencias de Imágenes Ecocardiográficas Bidimensionales” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XVIII, No. 1-2-3, pp 110-113, 1997
- [Aran97-4] Aranda Aboy,J.J. “Algoritmo para el Seguimiento de Objetos en Secuencias de Imágenes” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XVIII, No. 1-2-3, pp 120-125, 1997
- [Aran97-5] Aranda Aboy,J.J. “Retos Gnoseológicos y Tecnológicos del Procesamiento Digital de Imágenes y la Visión por Computadoras en los albores del nuevo milenio” Trabajo referativo de Ciencias Sociales. Publicado como artículo en el libro “Tecnología y Sociedad”, Ed. Imprenta ISPJAE, La Habana, 1997, pp 182-206
- [Aran98] Aranda Aboy,J.J. “Wavelets: Multi-Resolución Espacial y en Frecuencia para Comprimir Secuencias Ecocardiográficas” Aceptado para publicación en Revista Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XIX, 1998
- [Chao92] Chao de la Cruz, M.L. (tutores: Montes de Oca Colina,G. y Aranda Aboy, J.J.) “Detección Semi-Automatizada de los Contornos del Ventrículo Izquierdo en Imágenes Ecocardiográficas” Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1991-1992.
- [Gome95] Gómez López,N. (tutor: Aranda Aboy, J.J.) “ECOSOMA: Atlas computarizado del Sistema Osteo-Mio-Articular” Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1994-1995.
- [Hern90] Hernández Blanco,A.; Mora Abad,O. Rodríguez Benítez,G.; Aranda Aboy,J.J. y Espinosa Somonte,E. “Sistemas para el Procesamiento de Imágenes Médicas” Revista CID, Electrónica y Proceso de Datos, No. 22, pp 20-26, 1990
- [Mart92] Martín Lemus,D ( tutores: Rodríguez Benítez,G y Aranda Aboy, J.J.) “Modelación Matemática del VI a partir de Imágenes Ecocardiográficas” Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1991-1992.
- [Mora93] Mora,O.; Prohías,J.; Aranda,J.J.; Picans,J.; Montes de Oca,G. y Rodríguez,G. “EcoSeg - Analizador de secuencias ecocardiográficas” Ponencia presentada en el Primer Taller de Procesamiento Digital de Imágenes, SIME, Ciudad de la Habana, 1993
- [Soto92] Sotolongo Cuervo,Y.(tutor: Aranda Aboy, J.J.) “Compresión de Imágenes por Métodos de Cuantificación Vectorial” Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1991-1992.
- [Vald87] Valdés Manzano, O. (tutor: Aranda Aboy, J.J.) “Implementación de la Transformada de Karhunen-Löve para la Compresión de Imágenes” Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1986-1987

### **REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS BÁSICAS**

- [Ball82] Ballard,D.H. y Brown,C.M. “Computer Vision” Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey 07632, 1982.
- [Brui93] Bruining,N.; Krams,R.; Passchier,H.; Meij,S.; de Feijter,P.; y Keane,D. “A Modular Hard and Software System for the Analysis of Cardiac Signals: Application to Real-Time Pressure-Volume Loops” Comp. in Cardiology, London, UK, Sep 5-8, 1993, pp 161-164

- [Bush94] Bush, Smith, y Evans, "Frame Grabber for Secuential Video Image Digitization and Transfer to Microcomputer System" Medical & Biological Engineering & Computing, Jul/94
- [Dask91] Daskalakis,T.N. y Daskalakis,C.N. "Knapsack Formulation of Image Matching" International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Ontario, Canada, May 14-17 1991, pp 2365-2368
- [DePa93] De Paep,G.; Bijmens,B.; Herregods,M-C.; Suetens,P. y Van de Werf,F. "An Open Enviroment for Quantification of Left Ventricular Function Using UltraSound Images" Comp. in Cardiology, London, UK, Sep. 5-8, 1993, pp 647-650
- [DeVo92] DeVore,R.A.; Jawerth,B. y Lucier,B.J. "Image Compression Through Wavelet Transform Coding" IEEE Trans. on Information Theory, Vol. 38, No. 2, Mar/92, pp 719-746
- [Guid90] Guiducci,A. y Grattoni,P. "A Contour Segmentation Method for Dynamic Image Analysis" Cappellini,V. (Ed.) "Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition, 2" Proceedings of the 3rd International Workshop. Florence, Italy, May 29 - 31, 1989, Editorial ELSEVIER, 1990. pp 331-338
- [Hara89] Haralick,R.M.; Mackworth,A.K. y Tanimoto,S.L. "Computer Vision Update" Chapter XXIII. En "The Handbook of Artificial Intelligence", Volume IV, Ed. Barr,A.; Cohen,P.R. y Feigenbaum,E.A. Editorial Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 1989
- [Hens96] Henstock,P.V. y Chelberg,D.M. "Automatic Gradient Threshold Determination for Edge Detection" IEEE Trans. on Image Processing, Vol. 5, No. 5, May 1996, pp 784-787
- [Huss91] Hussain,Z. "Digital Image Processing: Practical Applications of Parallel Processing Techniques" Ed. Ellis Horwood, 1991
- [John88] Johnston,V.S.; Partridge,D. y Lopez,P.D. "A Biologically Based Algorithm for Rapid Scene Analysis" MCCS-88-114, Computing Research Laboratory, Río Grande Research Corridor, New México State University, 1988
- [Karm90] Karmann,K.P. "Moving Object Recognition Using An Adaptive Background Memory" Cappellini,V. (Ed.) "Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition, 2" Proceedings of the 3rd International Workshop. Florence, Italy, May 29 - 31, 1989, Editorial ELSEVIER, 1990., pp 289-296
- [Kars93] Karson,T.H.; Chandra,S.; Morehead,A.; Nissen,S.E. y Thomas,J.D. "Digital Compression of Echocardiographic Images. Is it Viable?" Comp. in Cardiology, London, UK, Sep. 5-8, 1993, pp 831-834
- [Khoo93] Khoo,S.; Szaboki,F.; Nieberl,J.; Khoo,M.; Kekes,E. "A New Method of Echocardiographic Edge Detection Using Velocity Maps" Comp. in Cardiology, London, UK, Sep. 5-8, 1993, pp 623-625
- [Lie95] Lie,W-N. "Automatic Target Segmentation by Locally Adaptive Image Thresholding" IEEE Trans. on Image Processing, Vol. 4, No. 7, Jul/1995 pp 1036-1041
- [Liow90] Liow,Y.T. y Pavlidis,T. "Use of Shadows for Extracting Buildings in Aerial Images" Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol. 49, No. 2, Feb. 1990 pp 242-277
- [Mall89] Mallat,S. "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation" IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence Vol PAMI-11, No. 7, Jul/89, pp 674-693.

- [Meun95] Meunier, J. y Bertrand, M. "Echographic Image Mean Gray Level Changes with Tissue Dynamics: A System Based Model Study" IEEE Trans. on BioMedical Engineering Vol. BME 42 No. 4, Abril 1995, pp 403-410
- [Pita90] Pitas, I. y Venetsanopoulos, A.N. "Morphological Shape Representation and Recognition" Cappellini, V. (Ed.) "Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition, 2" Proceedings of the 3rd International Workshop. Florence, Italy, May 29 - 31, 1989, Editorial ELSEVIER, 1990., pp 49-56
- [Prat91] Pratt, W. "Digital Image Processing" 2<sup>nd</sup>. Ed. Editorial John Wiley & Sons, Inc. 1991
- [Pun82] Pun, T. "Tactile Artificial Sight: Segmentation of Images for Scene Simplification", IEEE Trans. on BioMedical Engineering Vol. BME-29, No. 4, Apr. 1982, pp 293-299
- [Rose82] Rosenfeld, A. y Kak, A.C. "Digital Picture Processing" 2<sup>nd</sup> Ed., Editorial Academic Press, Inc. 1982
- [Safa91] Safaee-Rad, R.; Smith, K. C.; Benhabib, B. y Tchoukanov, I. "Application of Moment and Fourier Descriptors to the Accurate Estimation of Elliptical Shape Parameters" International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Ontario, Canada, May 14-17 1991, pp 2465-2468
- [Sluz90] Sluzek, A. "Real-Time Determining of Position and Orientation of Moving 3d objects" Cappellini, V. (Ed.) "Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition, 2" Proceedings of the 3rd International Workshop. Florence, Italy, May 29 - 31, 1989, Editorial ELSEVIER, 1990., pp 272-279
- [Szab91] Szabóki, F.; Nieberl, J.; Khoor, S. y Márcz, I. "Real Time Automatic Doppler Echocardiographic Evaluation of Left Ventricular Function". Comp. in Cardiology, Sep. 23-26, 1991, Venice, Italy pp 277-280.
- [Tewf91] Tewfik, A.H. y Jorgensen, P.E. "On the Choice of a Wavelet for Signal Coding and Processing" ICASSP'91, pp 2025-2028
- [Vliet89] van Vliet, L.J.; Young, T. y Beckers, G.L. "A Nonlinear Laplace Operator as Edge Detector in Noisy Images" Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol. 45, No. 2, pp 167-195, 1989
- [WuK95] Wu, K.; Gauthier, D. y Levine, M.D. "Live Cell Image Segmentation", IEEE Trans. on BioMedical Engineering Vol. BME-42, No. 1, Jan 1995, pp 1-12